

МІНІСТЕРСТВО ОСВІТИ І НАУКИ УКРАЇНИ
Національний університет «Запорізька політехніка»

Інститут радіотехніки,
Факультет радіоелектроніки та телекомунікацій
(повне найменування інституту, назва факультету)

Кафедра радіотехніки та телекомунікацій
(повне найменування кафедри)

Пояснювальна записка

до дипломного проєкту (роботи)
магістр

(ступінь вищої освіти)

на тему СИСТЕМА МОНІТОРИНГУ ТА АНАЛІЗУ
МЕДИЧНИХ КАРДІОДАНИХ

Виконав: студент(ка) 6 курсу, групи РТ-
229м

Спеціальності 172 Телекомунікації та
радіотехніка

(код і найменування спеціальності)

Освітня програма (спеціалізація)

Телемедичні та біомедичні системи

Сумарюк С.Г.

(прізвище та ініціали)

Керівник Морщавка С.В.

(прізвище та ініціали)

Рецензент Субботін С.О.

(прізвище та ініціали)

2020

МІНІСТЕРСТВО ОСВІТИ І НАУКИ УКРАЇНИ
Національний університет «Запорізька політехніка»
 (повне найменування закладу вищої освіти)

Інститут, факультет Факультет Радіоелектроніки та Телекомунікацій
 Кафедра Радіотехніки та Телекомунікацій
 Ступінь вищої освіти _____
 Спеціальність НЗ - Телекомунікацій та радіотехніка
 (код і найменування)
 Освітня програма (спеціалізація) Телемедичні та біомедичні системи
 (назва освітньої програми (спеціалізації))

ЗАТВЕРДЖУЮ

Завідувач кафедри _____

« _____ » _____ 20__ року

З А В Д А Н Н Я
НА ДИПЛОМНИЙ ПРОЄКТ (РОБОТУ) СТУДЕНТА(КИ)

Гузарюк Станіслав Григорович
 (прізвище, ім'я, по батькові)

1. Тема проєкту (роботи) Система моніторингу та аналізу медичних кардіоелектричних

керівник проєкту (роботи) Григорів Серій Вікторович,
 (прізвище, ім'я, по батькові, науковий ступінь, вчене звання)

затверджені наказом закладу вищої освіти від « 6 » листопада 2020 року № 315

2. Строк подання студентом проєкту (роботи) _____

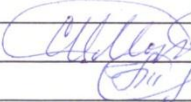
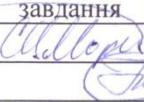
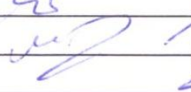
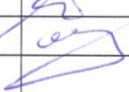
3. Вихідні дані до проєкту (роботи) Необхідно розробити комплексну систему моніторингу та аналізу медичних кардіоелектричних. Аналіз має проводитися на клієнтських пристроях. Взяти аномалізацію як досліджуваний біомедичний сигнал.

4. Зміст розрахунково-пояснювальної записки (перелік питань, які потрібно розробити) 1. Визначити проблеми в галузі біомедичних технологій. 2. Провести аналіз методів обробки біомедичних сигналів. 3. Розробити архітектуру проєктованої системи. Розробити функційний прототип системи.

5. Перелік графічного матеріалу (з точним зазначенням обов'язкових креслень)

Слайди презентації - 29

6. Консультанти розділів проєкту (роботи)

Розділ	Прізвище, ініціали та посада консультанта	Підпис, дата	
		завдання видав	прийняв виконане завдання
4,2,3,4	Морозов С.В. зав. каф РТТ		
5	Левченко Н.М. д. держ. юрид. наук		
6	Якимцов Ю.В. д. держ. юрид. наук	25	25
Нормоконтроль	Мороз Т.В. ст. викладач каф РТТ		

7. Дата видачі завдання « _____ » _____ 20__ року.

КАЛЕНДАРНИЙ ПЛАН

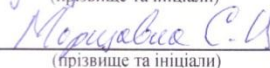
№ з/п	Назва етапів дипломного проєкту (роботи)	Строк виконання етапів проєкту (роботи)	Примітка
1	Тематичні питання сфери біомедичних технологій		
2	Аналіз біомедичних сигналів		
3	Моделивання біомедичних систем		
4	Розробка фізичного прототипу системи		
5	Експериментальна частина		
6	Ускладнення проєкту та безпека надзвичайних ситуацій		
7	Формулювання ТЗ та презентації		
8	Результати		
9	Захист		

Студент(ка)

Керівник проєкту (роботи)


(підпис)


(прізвище та ініціали)


(прізвище та ініціали)

РЕФЕРАТ

ПЗ: 121 сторінки, 31 рисунка, 18 таблиць, 100 джерел, 3 додатки

Цей проект зосереджений на розробці бездротової системи, яка дозволяє контролювати пульс за допомогою камери смартфона так і системи на базі Arduino. Потім дані будуть порівнюватися з еталонним пристроєм (годинником) у режимі реального часу за допомогою каналу зв'язку Bluetooth. Дані як зі смартфона, так і з годинника будуть відформатовані в документах формату JSON і передані на сервер для збереження в базі даних. База даних буде доступна через веб-інтерфейс для проведення статистичного аналізу та можливості ознайомлення з ним. Неінвазивний моніторинг серцевої діяльності стає новим стандартом для медичної галузі. Найпопулярнішим методом цього виду моніторингу є фотоплетизмографія (ФПГ). Фотоплетизмографія заснована на вимірюванні різниці у відбиванні світла судин. Медичні прилади для моніторингу ФПГ здатні контролювати не тільки частоту серцевих скорочень, а й оксигенацію крові та кров'яний тиск. Однак ці пристрої часто вимагають лікарняних умов, щоб добре працювати, або спеціальне програмне забезпечення для отримання результатів.

ФПГ, ARDUINO, СЕРВЕР, КІБЕР-ФІЗИЧНА СИСТЕМА, КАРДІО-ДАНІ, ВЕБ-ІНТЕРФЕЙС, JSON, БІОМЕДИЧНА СИСТЕМА

ЗМІСТ

Пояснювальна записка	1
СПИСОК СКОРОЧЕНЬ	7
ВСТУП	8
1 СУЧАСНІ ПРОБЛЕМИ СФЕРИ БІОМЕДИЧНИХ ТЕХНОЛОГІЙ	10
2. АНАЛІЗ БІОМЕДИЧНИХ СИГНАЛІВ	14
2.1 Біоелектричні сигнали	14
2.2 Біомагнітні сигнали	16
2.3 Біохімічні сигнали	17
2.4 Біомеханічні сигнали	18
2.5 Біооптичні сигнали	19
2.6 Фотоплетизмографія	20
2.7 Отримання приблизної частоти серцевих скорочень	22
2.3 Особливості аналізу біомедичних сигналів на прикладі фотоплетизмограми	23
2.4 Характеристики шуму специфічного для фотоплетизмографічних сигналів	27
2.5 Фільтрація шумів ФПГ	29
2.6 Алгоритми визначення систолічних піків	31
2.7 Корекція пікового положення	39
2.8 Електронні компоненти для прототипування	42
3 МОДЕЛЮВАННЯ БІОМЕДИЧНИХ СИСТЕМ	47
3.1 Кіберфізичні системи та методи їх розробки	47
3.2 Визначення потенційних груп стейкхолдерів	51
3.3 Розробка системної архітектури	54
4 РОЗРОБКА ФІЗИЧНОГО ПРОТОТИПУ СИСТЕМИ	63
4.1 Розробка програмного забезпечення	63
4.2 Описання програмних компонентів клієнтських програм	68
4.3 Описання програмних компонентів серверу	76
4.4 Висновки	82
5 ЕКОНОМІЧНА ЧАСТИНА	84
5.1 Огляд біомедичних технологій як сфери науки	84
5.2 Опис проектованої системи та перелік необхідних матеріалів	84
5.3 Огляд ринку біомедичних технологій	86
5.4 Визначення груп потенційних клієнтів	87
5.5 Розробка ринкової стратегії проекту	89
5.6 Визначення стейкхолдерів проекту	92

5.7 Розрахунок собівартості проекту	93
5.8 Розрахунок витрат на оплату праці	93
5.9 Розрахунок матеріальних витрат	97
5.8 Висновки	103
6 ОХОРОНА ПРАЦІ ТА БЕЗПЕКА У НАДЗВИЧАЙНИХ СИТУАЦІЯХ	104
6.1 Аналіз потенційних небезпек	104
6.2 Заходи по забезпеченню техніки безпеки	105
6.3 Заходи з виробничої санітарії та гігієни праці	107
6.4 Заходи безпеки у надзвичайних ситуаціях	115
6.4.1 Заходи з пожежної безпеки	115
6.4.2 Заходи з цивільного захисту	117
6.5 Висновки	120
ПЕРЕЛІК ПОСИЛАНЬ	121

СПИСОК СКОРОЧЕНЬ

БМС	–біомедична система
КФС	– кібер-фізична система
ПЗ	–програмне забезпечення
ФПГ	– фотоплетизмограма
AES	–(Advanced Encryption Standard)стандарт алгоритмів шифрування
UML	–(Unified Modeling Language)інструмент візуальної розробки універсальних моделей.
DOM	–(Document Object Model)документна модель веб сторінки
EUGDPR	–(European Union General Data Protection Regulation)основний документ, що регламентує обробку даних жителів Європейського союзу
IEEE	–(Institute of Electrical and Electronic Engineers)інститут інженерів в області електроніки і електротехніки
SysML	–(Systems Modeling Language)інструмент візуальної розробки моделей систем

ВСТУП

Роль біомедичних сигналів у сучасній медичній практиці неухильно зростає, оскільки різні види хвороб можна виявити за допомогою моніторингу біомедичних сигналів. В даний час для виявлення будь-якої аномальної поведінки біомедичні сигнали повинні зчитуватися, аналізуватися і класифікуватися спеціально навченими людьми –лікарями, терапевтами, рентгенологами. Через величезну кількість даних, взятих при кожному скануванні, цей процес може зайняти від кількох годин до декількох днів, залежно від типу та складності сигналу.

Дослідження ринку біотехнологій 2014-2020, проведене компанією “Grand View Research” [1] показують що світовий ринок тільки цифрової біомедицини в 2020 досягнув капіталізації у 144.8 мільярдів доларів США. Лідерами є США, Канада, Велика Британія, Німеччина та Іспанія, з показниками зростання індустрії у 28% на рік. Дані Американського Бюро Зайнятості [2] повідомляють про 5% приріст кількості кваліфікованих працівників щороку, що дає підстави вважати, що на даний час індустрія потребує більше спеціалістів ніж випускається з навчальних закладів.

Найбільший дохід від біомедичної комерційної діяльності у Північній Америці склав 38,2 млрд. Доларів США у 2018 році. Це в основному пов'язано з такими факторами, як швидке зростання впровадження смартфонів, розвиток мереж покриття, зростання поширеності хронічних захворювань та збільшення геріатричного населення. Наприклад, згідно зі звітом ООН про старіння населення у 2015 році, загальний відсоток людей віком від 60 років у Північній Америці, за оцінками, досягне 28,3% до 2050 року.

Крім того, державна допомога та співпраця спонукають розробників додатків та постачальників медичних послуг пропонувати кращі цифрові рішення. Наприклад, у 2016 році уряд США в галузі охорони здоров'я ІТ фінансував розробників приблизно 1,3 мільярда доларів на впровадження

нових мобільних програм охорони здоров'я. Більше того, деякими основними гравцями на ринку цифрових медичних послуг у Північній Америці, які працюють у різних напрямках, таких як мобільне здоров'я, розумні носимі пристрої та EHR, є Apple, Inc.; AT&T; Google; Airstrip Technologies; Cerner; Epic; and AllScripts.

Очікується, що в Азіатсько-Тихоокеанському регіоні протягом прогнозованого періоду відбудеться прибутковий ріст завдяки збільшенню проникнення смартфонів та розумних носимих пристроїв та зростанню впровадження послуг mHealth. Компанії, що виробляють медичні вироби, все частіше співпрацюють з розробниками програмного забезпечення для розробки різних програм моніторингу та діагностики, що дозволяє населенню легко спілкуватися з медичними працівниками. Економіки, що розвиваються, такі як Малайзія та Таїланд, також заохочують розвиток недорогих мобільних технологій.

Український ринок біомедицинських технологій зростає значно меншими темпами, здебільшого через те, що обсяги виробництва, та сукупний ринок біомедичних технологій значно менший ніж у Європейському союзі або США. Втім українські компанії, які виробляють товари та послуги в біомедичній сфері є доволі конкурентоспроможними, особливо на внутрішньому ринку. Наприклад апарати УЗД та флюорографи харківської компанії “Radmir” встановлені в провідних клініках 8-ми українських областей [3]. Ще одним вітчизняним прикладом компанії з виробництва біомедичних приладів є компанія “Мотор-січ”, яка ще з 2002 року випускає біомеханічні протези стегнових та колінних суглобів, якість полімерів яких сертифікована за європейським стандартом ISO 5834-2 [4].

1 СУЧАСНІ ПРОБЛЕМИ СФЕРИ БІОМЕДИЧНИХ ТЕХНОЛОГІЙ

Суть біомедичних систем як розділу науки полягає у застосуванні системної біології для розуміння та модуляції процесів розвитку та патології у людей, а також у тварин, клітин, органів та систем органів. Тоді як системна біологія націлена на моделювання вичерпних мереж взаємодій (з довгостроковою метою, наприклад, створення всеосяжної обчислювальної моделі клітини), переважно на внутрішньоклітинному рівні, системна біомедицина підкреслює багаторівневність, ієрархічність моделей (молекула, органела, клітина, тканина, орган, особина / генотип, фактор навколишнього середовища, популяція, екосистема) шляхом виявлення та відбору ключових факторів на кожному рівні та інтеграції їх у моделі, що розкривають глобальну, що виникає поведінку біологічного процесу, що розглядається.

Біомедична інженерія використовує інженерні знання для вирішення біологічних та медичних проблем для покращення якості життя. Визначення біомедичної інженерії як інженерної дисципліни вимагає ретельного вивчення змін технологій та потреб біомедичного здоров'я в наступному столітті. Сфера біомедицини є результатом злиття традиційних інженерних дисциплін, таких як механічна, хімічна та електротехнічна, та біологічних дисциплін, наук про життя та медицину. Це злиття було викликане необхідністю вдосконалення таких процедур, як діагностичне тестування, неінвазивні хірургічні методи та реабілітація пацієнтів, а також застосування кількісного аналізу до біологічних проблем. БМС перетворилися на одну з найбільш швидкозростаючих галузей і продовжує значно впливати на медицину, біотехнології та фундаментальну науку.

Завдяки стрімкому зростанню біомедичної галузі протягом останніх п'яти років, все більше пристроїв стають компактними, часто переносними, і працюють незалежно, використовуючи бездротові мережі як основний канал передачі даних. Для того, щоб отримати необхідний рівень знань, студенти повинні мати можливість взаємодіяти, розробляти та експериментувати з

різними біомедичними системами, включаючи бездротову. Вивчення таких біомедичних систем часто вимагає знань у різних областях, таких як програмна інженерія, кіберфізичні системи та телекомунікації. Використання наочних моделей та можливість користуватися лабораторним обладнанням віддалено, показує позитивний ефект на успішності студентів [5]. Беручи до уваги високу ціну на медичні пристрої для моніторингу ФПГ та носимі пристрої з функціями моніторингу ФПГ, такі як розумні годинники, та той факт, що більшість цих пристроїв є закритими системами, які можуть забезпечувати лише попередньо оброблений набір даних, обмежуючи здатність студентів взаємодіяти з цими системами. Розробка простої у використанні, масштабованої та готової до модифікацій освітньої біомедичної системи є одним із ключових факторів, що дозволить біомедичній інженерії стати більш популярною серед студентів, підвищуючи рівень їхньої участі у процесі навчання.

Протягом останніх п'яти років у біомедичній промисловості спостерігається зростаюча тенденція–розробка портативних, простих, масових ринкових біосенсорів для повсякденного використання. Вони можуть виявити численні типи біосигналів, такі як частота серцевих скорочень, артеріальний тиск, оксигенація крові та рівень солі поту. Але впровадження нових методів моніторингу та спрощення загального процесу вилучення даних вимагає від інженерів та вчених повернення до старих проблем:

- отримання біомедичних сигналів;
- обробка біомедичних сигналів;
- класифікація біомедичних сигналів;
- статистичний аналіз біомедичних сигналів.

Недавні дослідження носимих датчиків серцевого ритму показують, що дешеві та найпопулярніші датчики мають меншу точність [6] і, як правило, більше не спрацьовують, коли наближаються до межі вимірювання, у порівнянні з подібними медичними приладами. Є три основні причини, які

можуть вплинути на точність неінвазивних датчиків: якість конструкції, стабільність умов вимірювання та алгоритм, що використовується для отримання біомедичного сигналу. Хоча якість конструкції, як правило, однакова для більшості біомедичних датчиків масового ринку, алгоритми та умови вимірювання різняться у різних продуктів. Наприклад, портативні датчики в розумних годинниках або фітнес-трекерах використовуються головним чином для моніторингу під час руху. Існують різні види діяльності, які можна виконувати під час роботи переносних датчиків, таких як біг, їзда на велосипеді та плавання. Кожен із цих видів діяльності вводить різні види артефактів руху у біомедичні сигнали. У той же час, медичні сенсорні пристрої часто вимагають спокійних, нерухомих умов для нормальної роботи.

Точні та правильно сформовані статистичні дані мають важливе значення для ефективного проведення досліджень з метою досягнення оптимального результату. Біомедичні дослідження залежать від відповідних даних пацієнтів, медичних центрів, лікарні, лікарів та інших відповідних джерел. Отже, коли статистичні дані точні, це допоможе біомедичним дослідженням у вирішенні проблеми, що у свою чергу, в довгостроковій перспективі допоможе ефективності медичних працівників у їх роботі [7]. У країнах, що розвиваються, до складу яких входить Україна, часто трапляються випадки неправильно сформованих або неточних статистичних даних. Це пов'язано з тим, що лікарі часто не реєструють, не сортують та не зберігають необхідну інформацію, яка б допомогла дослідникам-медикам у пошуках вирішення проблем, що стоять перед біомедичною практикою. Крім того, більшість медиків не реєструють періодичність скарг пацієнтів, тоді як в деяких інших випадках бракує належного зберігання такої інформації, коли вона надається. Це, як правило, заважає дослідникам біомедичної галузі отримувати достовірні дані для подальшого процесу з метою покращення стану біомедичних практик.

Розвиток медичної сфери зумовив різке збільшення кількості даних про пацієнтів. У міру розвитку науки аналіз даних та статистичний підхід більше не розглядаються як альтернативні способи вирішення проблем аналізу даних. Навпаки, їх починають розглядати як цілком взаємодоповнюючі [\[8\]](#). Відсутність універсального форматування при обробці медичної інформації призводить до ускладнення подальшого аналізу. Організація даних у моделі, та оптимізація методів їх збереження може допомогти визначити емерджентні характеристики, що є результатом взаємного аналізу різних біомедичних даних, які неможливо виділити під час аналізу окремих. Ключову роль в аналізі біомедичних даних відіграє аналіз різних сигналів, що є результатом роботи тканин, органів, та систем органів людини.

2. АНАЛІЗ БІОМЕДИЧНИХ СИГНАЛІВ

Біомедичні сигнали –це підмножина біосигналів –сигналів, що виробляються живими організмами, які можна виміряти та контролювати [9]. Сигнали можуть різнитися залежно від типу фізичного походження (хімічного, механічного, електричного тощо) та типу міри, яка використовується для отримання цього сигналу (електричного, магнітного, звукового, радіологічного, оптичного тощо), що представляє динамічний стан клітин, тканин, органів або організму в цілому. Біомедичні сигнали зазвичай називають сигналами, що виробляються людським тілом або всередині нього і використовуються для опису конкретного стану людського організму –здоров'я.

2.1 Біоелектричні сигнали

Біоелектричні сигнали є результатом зміни електричного потенціалу клітини внаслідок хімічної реакції з передачею іонів хімічної речовини від однієї клітини до іншої, або групуванням іонів на клітинній мембрані. Даний тип біомедичних сигналів генерується клітинами м'язів та клітин нервової системи. Основним типом клітин що здатні передавати біоелектричні сигнали є клітини аксонів, що створюють їх через хімічну реакцію активації. Електричний потенціал цих сигналів можна вимірювати за допомогою інтраклітинних, або екстраклітинних сенсорів.

Найпоширенішим методом вимірювання біоелектричних сигналів є електрокардіографія. Металеві електроди, що контактують зі шкірою пацієнта завдяки високим показникам електропровідності металів здатні фіксувати зміни від 20 до 500 мВ, що включає в себе середнє значення зміни потенціалу для серцевих м'язів в районі від 70 мВ до 90 мВ [10]. Електрокардіограма (ЕКГ) описує динамічний стан серця шляхом моніторингу змін напруги, викликаних деполяризацією та реполяризацією в

різних відділах серцевого м'яза (рисунок 2.1). Деполяризація –це процес швидкої зміни мембранного потенціалу клітин, при цьому електричний потенціал виникає в результаті стану, коли клітина збільшила свій мембранний потенціал, а для м'язів це свідчить про скорочення. Реполяризація –це зворотний процес, а для м'язів це свідчить про розслаблення.

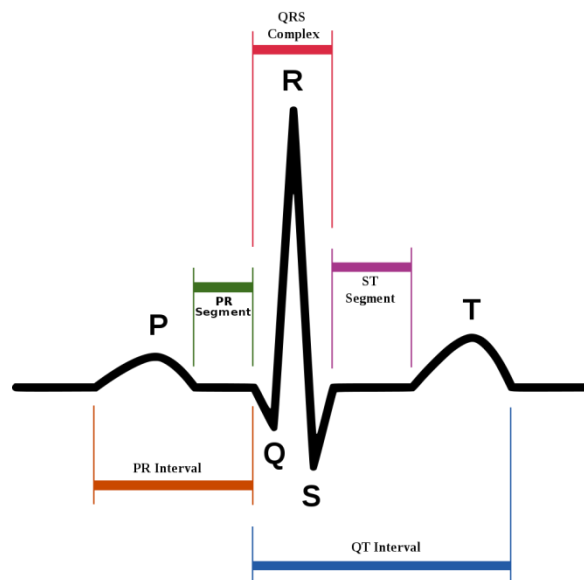


Рисунок 2.1 – Електрокардіограма одного серцевого скорочення і розслаблення серцевого м'яза людини в стані спокою [\[11\]](#)

ЕКГ складається з трьох основних компонентів: зубця Р, комплексу QRS та зубця Т. Хвиля Р представляє деполяризацію передсердь, комплекс QRS представляє деполяризацію шлуночків, а хвиля Т представляє реполяризацію шлуночків [\[12\]](#).

Ці дані можуть дати нам інформацію про рух клапанів серця, скорочення та розширення шлуночків, коронарний артеріальний кровотік та загальний пульс (рисунок 2.2). Аналізуючи ЕКГ, лікарі можуть виявити різні типи серцевих дисфункцій та аномалій. У поєднанні з іншою інформацією (артеріальний тиск, рівень оксигенації крові тощо) вони можуть виявити

симптоми інших захворювань, таких як серцево-судинні захворювання або хронічний стресовий розлад [13].



Рисунок 2.2 – Модель електрокардіограми для серця людини у спокійному стані

Іншими типами біоелектричних сигналів є електроенцефалограма – вимірювання зміни електричного потенціалу нервових тканин головного мозку, електроміограма – вимірювання зміни електричного потенціалу скелетних м'язів та електрогастрограма – вимірювання зміни електричного потенціалу гладеньких м'язів шлунково-кишкового тракту.

2.2 Біомагнітні сигнали

Клітини, тканини та органи, що можуть продукувати біоелектричні сигнали будуть неодмінно продукувати незначні локальні зміни магнітного поля (рисунок 2.3). Незважаючи на те, що різниця магнітного потенціалу сигналу значно менша ніж електричного, різниця характеристик цих змін можуть надавати додаткову інформацію про сканований біологічний об'єкт. Моніторингом біомагнітних сигналів зазвичай проводиться за допомогою надпровідних квантових інтерферометрів (англ. Superconductive quantum interferometer (SQUID)) – пристроїв що здатні детектувати зміни магнітного поля величин близьких до 10^{-14} Т [14]. При цьому коливання магнітного потенціалу серця людини складають величини порядку 10^{-10} Т, а для людського мозку – 10^{-13} Т.

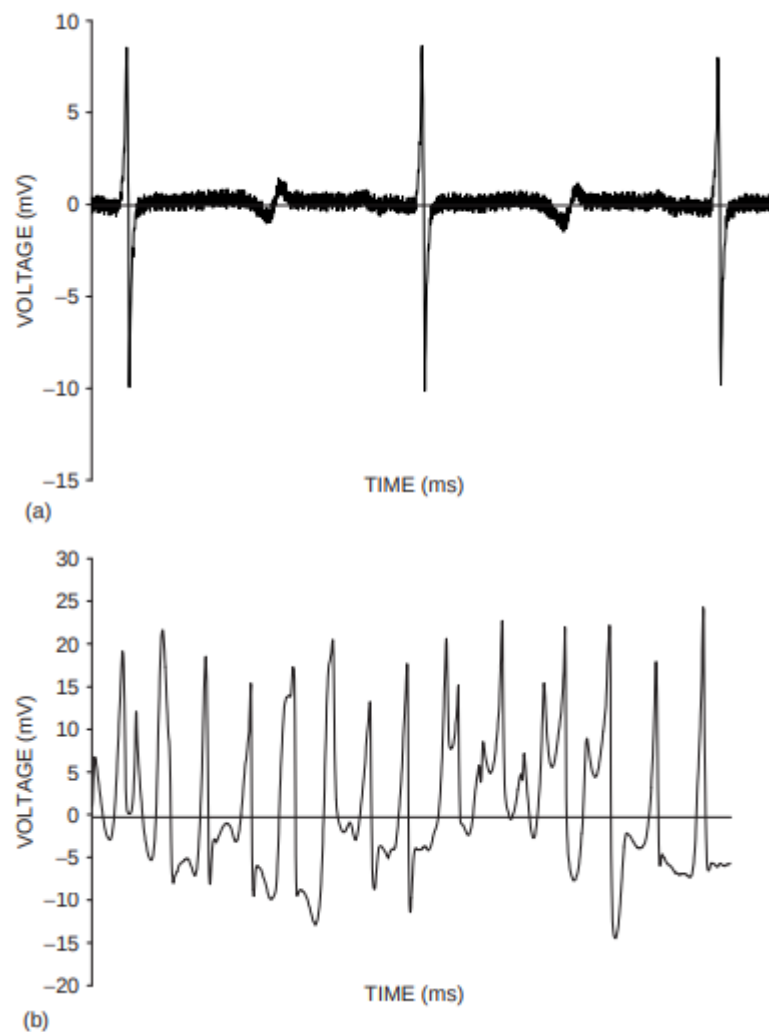


Рисунок 2.3 – Дані змін магнітного поля серця свині у спокійному стані (а), та серця свині у стані фібриляції (б) [\[15\]](#)

Основними типами біомагнітних сигналів є магнітоенцефалограма – відстеження змін магнітного поля мозку, магнітонеурограма – вимірювання змін магнітного потенціалу тканин периферійної нервової системи та магнітокардіограма – вимірювання зміни магнітного поля серцевого м'язу.

2.3 Біохімічні сигнали

Виходячи з факту, що організм людини є складною біологічною системою, заснованою на взаємодії різних хімічних сполук, всі органи в тій чи іншій мірі виробляють хімічні речовини які можуть бути зафіксовані за допомогою інвазивних або неінвазивних методів. Одними з найпоширеніших видів біохімічних сигналів є відстеження рівня глюкози в крові, та відстеження рівня вуглекислого газу у повітрі що видихається з легень. Останнім часом набуває популярності аналіз циклів та складу потових виділень людини [16]. Основною метою більшості досліджень є залежність ритму та складу поту в залежності від виду та складності фізичних навантажень [17][18]. Досліджуються кореляції рівня глюкози в потовій рідині для отримання неінвазивних даних моніторингу для осіб з діабетом [19], зміни рівня лактату (молочної кислоти) для детектування гіпертонічного кризу та артеріальної гіпертензії [20].

2.4 Біомеханічні сигнали

Кожний орган або тканина, що у ході виконання своєї біологічної функції викликає зміну тиску біологічних рідин, локальну зміну напруження тканин, або вібрації, є джерелом біомеханічних сигналів. Яскравим прикладом біомеханічного сигналу є зміна артеріального тиску людини, що викликається зміною характеристик кров'яного потоку та напруженості кровоносних судин. Якщо провести моніторинг зміни артеріального тиску (рисунок 2.4) впродовж фіксованого періоду часу можна отримати дані у вигляді сигналу, який буде показувати як загальну тенденцію зміни, так і залежність зміни артеріального тиску від різних складових кровоносної системи, наприклад серцевого м'язу, що буде виражений збільшенням відносної амплітуди сигналу в момент м'язового скорочення.

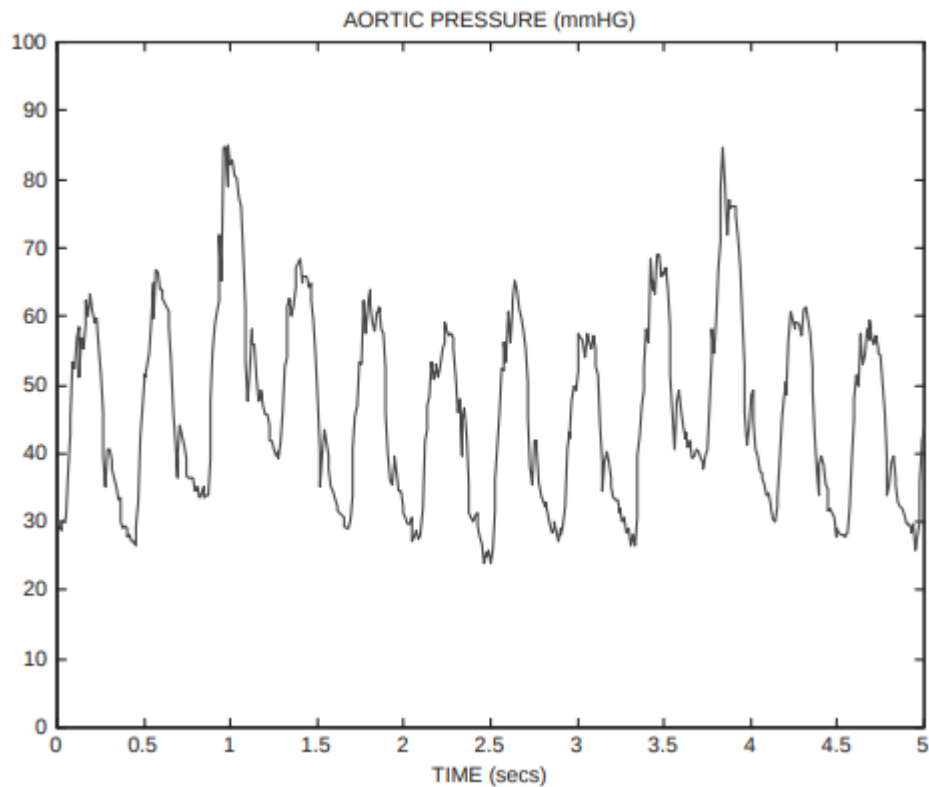


Рисунок 2.4—Графік зміни артеріального тиску 4-річної дитини [\[15\]](#)

До складу біомеханічних сигналів також відносяться біоакустичні сигнали що виражають параметри звукових хвиль, що були створені під час виконання біологічної функції органів.

2.5 Біооптичні сигнали

Біооптичні сигнали це сигнали що виражають зміни оптичних параметрів, або світлових характеристик органів, тканин або тіла в цілому. Біооптичним сигналом також вважаються дані, що були отримані з досліджуваної біосистеми за допомогою штучного джерела світла. Типовими представниками біооптичних сигналів є дані вимірювання температури тіла в інфрачервоному спектрі, аналіз кровотоку за допомогою світла із фіксованими параметрами. Останнім часом набувають розвитку технології сканування складових кольору навколоплідної рідини, для отримання даних про стан здоров'я матері та плоду [\[21\]\[22\]](#). Також стрімко розвивається

технології визначення меланоми за допомогою оптичного сканування [23], а також детектування позачерепних гематом з використанням світлових хвиль інфрачервоного спектру [24].

Найпоширенішим та одним з найрозвинутіших технологій отримання біооптичних сигналів на сьогоднішній день є фотоплетизмографія (рисунок 2.5)–аналіз характеристик крові та кровоносних судин за допомогою фотодетектування відбитого світла.

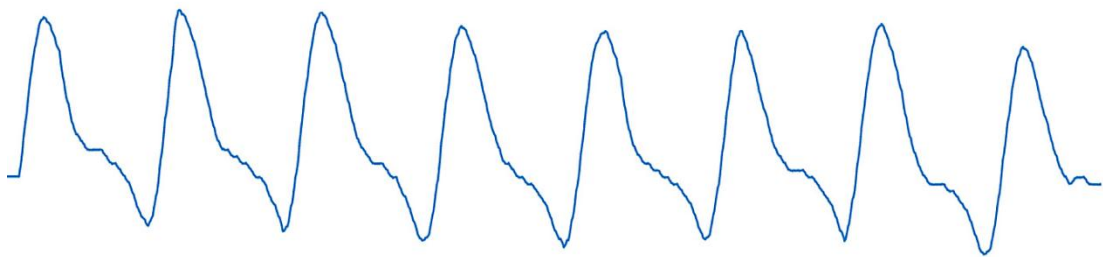


Рисунок 2.5–Фотоплетизмограма

Ця робота фокусується на моніторингу та аналізі саме даних отриманих методом фотоплетизмографії з використанням різних методів сканування.

2.6 Фотоплетизмографія

Фотоплетизмографія –це неінвазивний метод моніторингу змін об’єму крові в мікросудинному руслі тканини [25]. Фізичний пристрій прикріплений до шкіри і постійно випромінює через неї світло. Інформація подається у вигляді фотоплетизмограми (ФПГ) шляхом вимірювання світлопоглинання шкіри в певний момент часу.

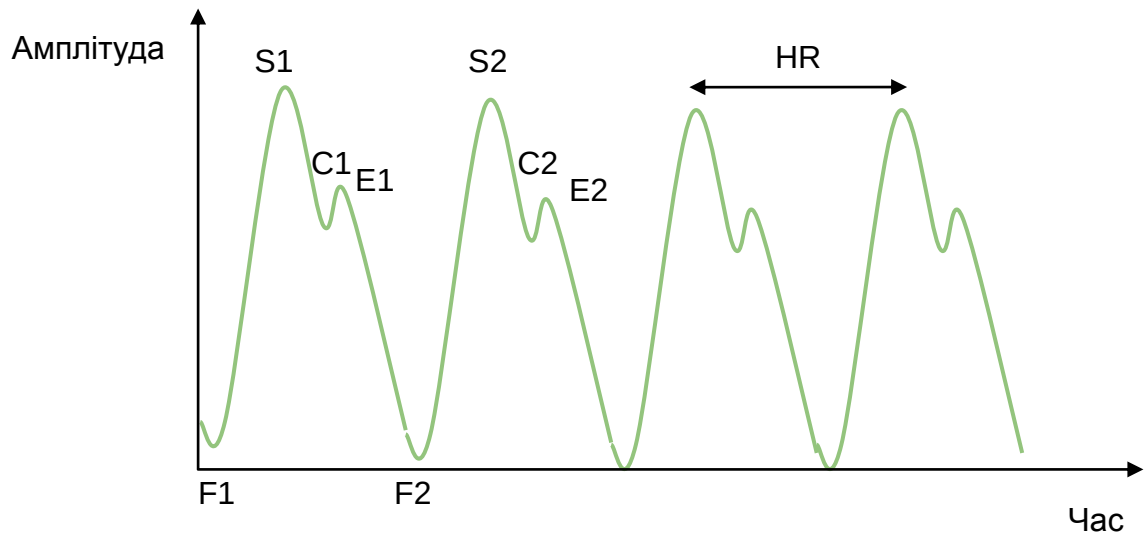


Рисунок 2.6 – Візуальна репрезентація сигналу ФПГ

ФПГ, репрезентація якої показана на рисунку 2.6, має чотири основні компоненти [26]: систолічна точка (S), дикротична вирізка (C), діастолічна точка (E), дикротична точка (F). Систолічна точка являє собою максимальний артеріальний тиск після скорочення серцевого м'яза. Дикротична вирізка являє собою момент закриття аортального клапана, таким чином вказуючи на зниження артеріального тиску, оскільки закриття клапана викликає незначний зворотний потік крові назад у шлуночки. Діастолічна точка являє собою момент розслаблення серцевого м'яза, що призводить до зниження артеріального тиску. Дикротична точка являє собою мінімальний кров'яний тиск до наступної систоли.

Фотоплетизмографія використовується в медичній практиці для моніторингу різних показників здоров'я серця та серцево-судинної системи, таких як частота серцевих скорочень, артеріальний тиск [25], частота дихання [27] та рівень насиченості крові киснем. Через відносну новизну цього методу та постійне підвищення якості набутих сигналів, ФПГ незабаром буде використовуватися для виявлення значно ширшого спектру серцевих та серцево-судинних захворювань. Наприклад, є дослідження, які вказують на здатність фотоплетизмографії виявляти дисфункцію ендотелію

[26], захворювання периферичних артерій [28] та фібриляцію передсердь [29].

Найпоширеніші датчики ФПГ використовуються переважно для виявлення частоти серцевих скорочень та моніторингу поведінки користувачів, диференціюючи періоди сну від періодів активності [30]. Є кілька статей, що досліджують здатність датчиків ФПГ, які можна носити, виявляти апное уві сні [31][32].

Таким чином, фотоплетизмографія—це технологія що швидко розвивається, що впроваджує нові методи вимірювання та алгоритми. Більше того, концепція дистанційної фотоплетизмографії [33] набуває популярності, оскільки роздільна здатність та світлочутливість сучасних датчиків світла камери вдосконалювалась протягом останніх п'яти років.

2.7 Отримання приблизної частоти серцевих скорочень

В даний час найпоширенішим використанням фотоплетизмографії є оцінка частоти серцевих скорочень. Зазвичай це робиться шляхом виявлення систолічних точок (піків) та вимірювання різниці в часі між ними [34]. Однак існують і інші методи, що використовують дикротичні точки (долини) для досягнення тієї ж мети [35]. Сигнал ФПГ відносно легко обробляти через його простішу загальну морфологію порівняно з ЕКГ (рисунок 2.7). Він має менше базових точок, і перехід між цими точками чітко визначений у часовій області.

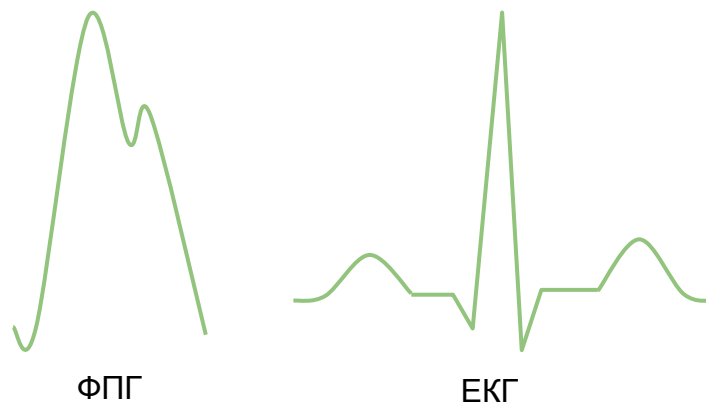


Рисунок 2.7– Порівняння морфології сигналу ФПГ з сигналом ЕКГ

Однак, завдяки конкретному типу вимірювання –коли датчик розміщений на шкірі та контролює загальні зміни обсягу крові, включаючи малі артерії, вени та капіляри –на сигнал ФПГ впливають різні типи шуму: дихання, артефакти від руху тіла, нестабільність світлового потоку, артефакти від теплового випромінювання.

2.3 Особливості аналізу біомедичних сигналів на прикладі фотоплетизмограми

Біомедичні сигнали можуть бути класифіковані за багатьма параметрами включаючи форму сигналу, статистичні характеристики, часові характеристики. Найбільшими класами сигналів є дискретні та неперервні сигнали. Неперервні сигнали визначаються у континуумі часу або простору і описуються неперервними параметрами. Сигнали, які виробляються біологічними явищами, майже завжди є неперервними.

Фотоплетизмограма також по суті є неперервним сигналом, який можна відобразити у загальній формі як залежність від часу. Хоча неперервні сигнали більш точно описують біологічні процеси, що є джерелом сигналу, їхній аналіз є значно складнішим з точки зору математичних моделей та обчислювальної здатності. Зважаючи також на те що сучасна електроніка за призначенням є апаратами обчислення дискретних сигналів, дані що

надходять від сенсорів також має бути дискретним сигналом. На відміну від безперервних сигналів, які визначаються уздовж континууму точок у просторі чи часі, дискретні сигнали визначаються лише в підмножині регулярно розташованих точок у часі та / або просторі. Дискретні сигнали тому представлені масивами або послідовностями чисел.

Біологічні сигнали також можна класифікувати як детерміновані або випадкові. Детерміновані сигнали можуть бути описані математичними функціями або правилами. Періодичні (рисунок 2.8) та перехідні сигнали (рисунок 2.9) складають підмножину всіх детермінованих сигналів. Зазвичай складаються періодичні сигнали суми різних синусоїд або синусоїдних компонентів і може бути виражена як (формула 2.1):

$$x(t) = x(t + kT), \quad (2.1)$$

де $x(t)$ використовується для представлення сигналу x , k –множинний коефіцієнт;

T –період. Період вказує на відстань у часі між повтореннями миттєвих значень сигналу.

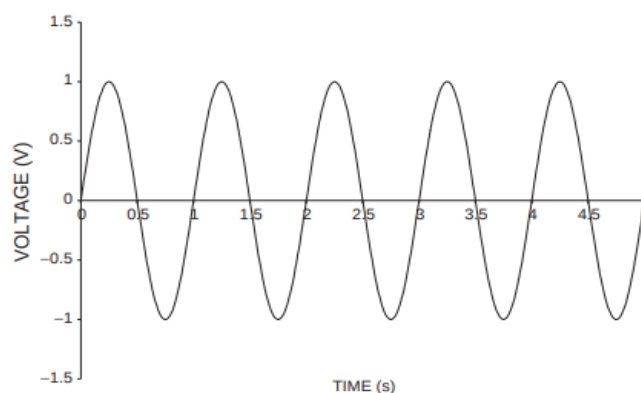


Рисунок 2.8–Періодичний дискретний сигнал

Перехідні сигнали мають ненульову амплітуду тільки у визначений період часу. Основною характеристикою перехідних сигналів є затухання амплітуди в залежності від часу.

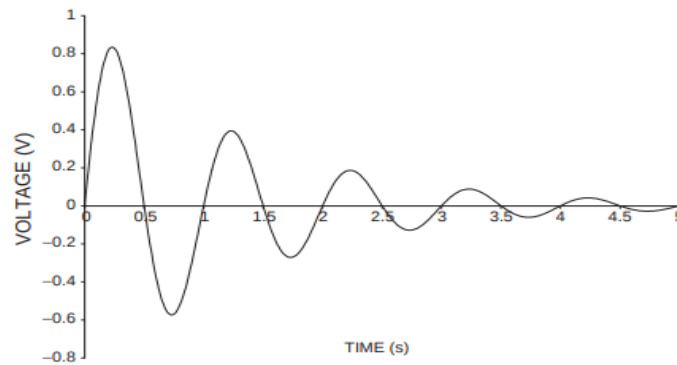


Рисунок 2.9–Перехідний дискретний сигнал

Фотоплетизмограма це періодичний дискретний сигнал що представляє собою зміну рівня відбитого від поверхні кровеносних судин світла, або рівень ослаблення світла, що проходить крізь судини (рис.2.10).

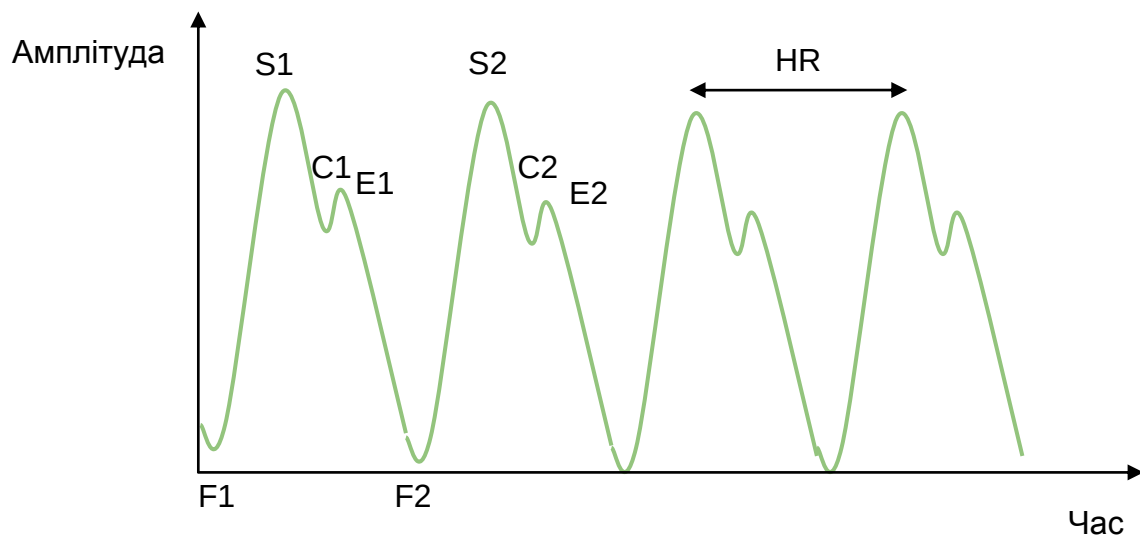


Рисунок 2.10–Візуальна реконструкція фотоплетизмограми

ФПГ має чотири основні компоненти [25]: систолічна точка (S), дикротична вирізка (C), діастолічна точка (E), дикротична точка (F). Відстежуючи положення систолічних точок можна вирахувати локальну (HR_{inst}) та середньозважену (HR_{med}) частоту серцевих скорочень.

$$HR_{inst} = \frac{60}{HR},$$

$$HR_{med} = \frac{1}{Q_{nn}} \sum_{k \in [T_i, T_f]} NN[k], \quad (2.2)$$

де Q_{nn} відповідає кількості зразків нормальних інтервалів (NN) в інтервалі $[T_i, T_f]$. Але наявність та інтенсивність цих точок залежить від різних біологічних параметрів, таких як вік людини, морфологія кровоносних судин, зміна артеріального тиску, фізичний стан під час сканування. Загалом форма сигналу ФПГ має деякі чіткі характеристики, такі як низькочастотний компонент дихання (0,2 – 0,6 Гц) і компонент артефактів руху (0,1 Гц). Сигнал повинен мати основну частотну складову близько 1 Гц враховуючи пульс людини у спокої на рівні 60 уд. / Хв.

Найбільш часто використовуваний метод аналізу сигналу ФПГ – це виявлення його пікових значень, що приблизно відповідають систолічним фазам серцевого циклу, та реєстрація часу, що пройшов між максимальними послідовними значеннями цих піків. Хоча позиція в часі піку в сигналі ФПГ залежить від багатьох факторів, включаючи артеріальну жорсткість, артеріальний тиск, швидкість пульсової хвилі та відстань місця вимірювання від аорти. Навідміну від систолічних піків (S), альтернативою є визначення різниці між дикротичними точками послідовних імпульсів ФПГ, так як їхня позиція менше залежить від факторів зазначених раніше [36].

2.4 Характеристики шуму специфічного для фотоплетизмографічних сигналів

Найбільш значними факторами шуму для ФПГ є дихання, рухи людини під час сканування, та нерівномірність освітлення. Дихання зазвичай представляється коливанням медіани сигналу (рисунок 2.11), тоді як артефакти руху призводять до короточасних змін амплітуди в разі різкої зміни положення (рисунок 2.12), або дрейфу медіани сигналу (рисунок 2.13) у випадку зміни відстані від шкіри до сенсора.

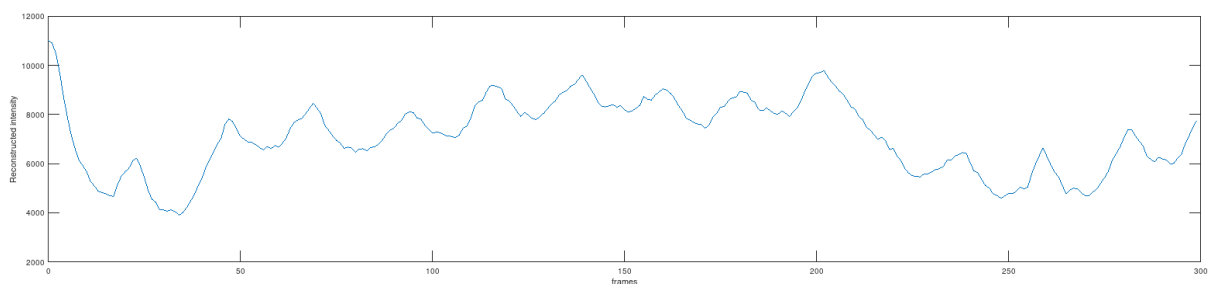


Рисунок 2.11–Коливання медіани сигналу спричинене диханням

Коливання медіани сигналу можна відфільтрувати, використовуючи фільтр високих частот, але це вплине на точність вимірювання поблизу нижньої межі нормального пульсу (55-60 уд. / хв.) шляхом створення помилкових високочастотних піків та зміщення періоду піків.

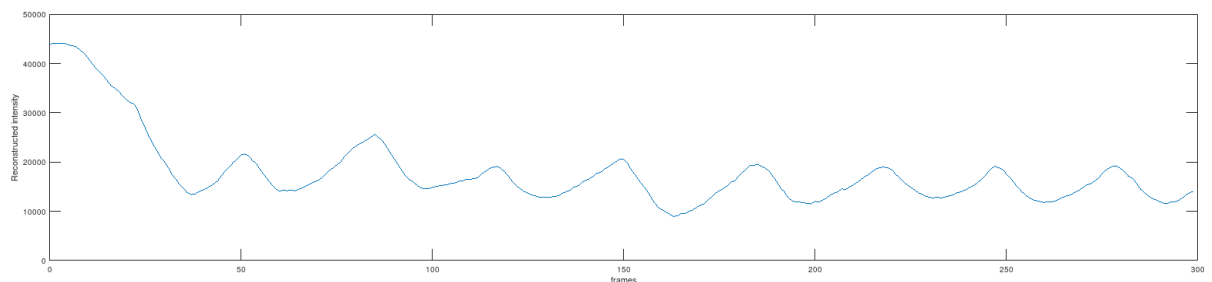


Рисунок 2.12 – Короточасна зміна амплітуди через різку зміну положення руки

Проблема фільтрації артефактів руху полягає в тому, що вони можуть змінюватися в періоді, створюючи як низькочастотний, так і високочастотний шум. Використання полосового фільтру може виділити необхідний сигнал, але впровадження полосових фільтрів пов'язане з ускладненням програмної реалізації алгоритму детектування.

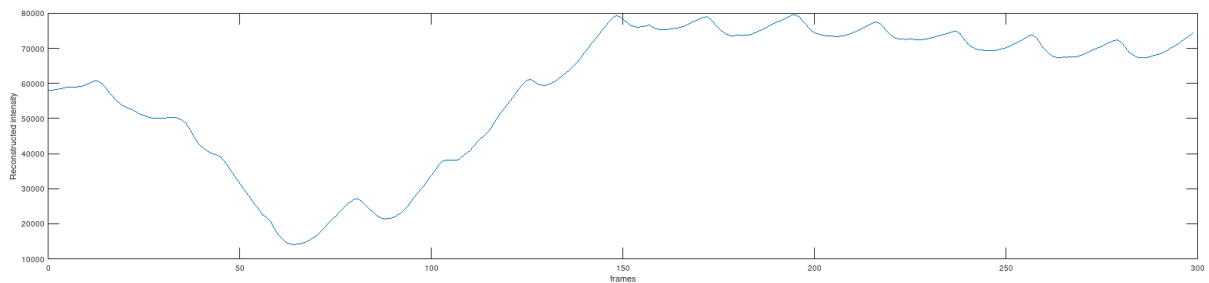


Рисунок 2.13. Зміна медіани сигналу через зміну відстані між шкірою та сенсором

Світловий шум зазвичай представлений високочастотним шумом [34]. Цей тип шуму може бути внесений високочастотним штучним освітленням та залежить від світлопоглинальних характеристик шкіри. В залежності від довжини хвилі світла, що використовується для отримання значень фотоплетизмограми, світловий шум може бути внесений інфрачервоним випромінюванням тіла, або нагрітих предметів. Метод, який використовується для отримання даних ФПГ також впливає на характеристику шуму сигналу. Так наприклад використовуючи камеру смартфона в якості сенсора, можна отримати специфічний вид низькочастотного шуму – зміну медіани сигналу від налаштування параметрів світлочутливості камери (рисунок 2.14).

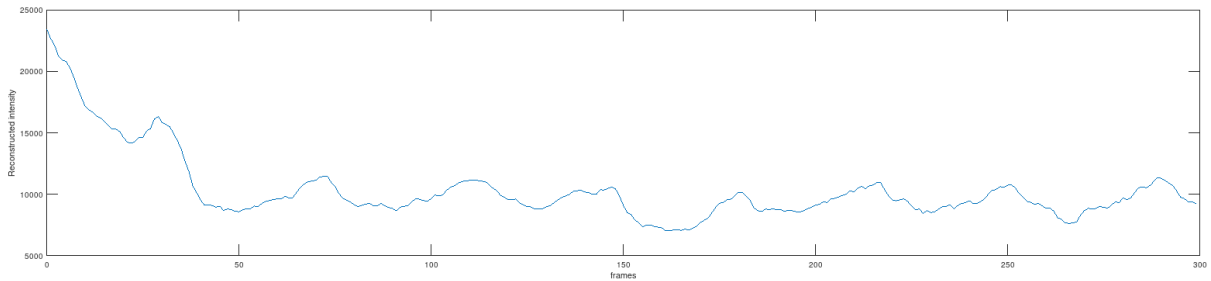


Рисунок 2.14—Зміна медіани сигналу від налаштування
світлочутливості камери

2.5 Фільтрація шумів ФПГ

Через те, що діапазон вимірювання пульсу становить від 60 до 120 уд. / Хв, частота дискретизації 30 Гц і враховуючи тривалість сканування 10 секунд, це призведе до зміни основної частотної складової між 1 Гц і 2 Гц. Для спрощення алгоритму реалізації фільтра на смартфоні та досягнення мінімальних спотворень в смузі пропускання, для побудови необхідного смугового фільтра був використаний фільтр Баттерворта. Створення фазового зсуву сигналу було взяте до уваги під час моделювання. Для перевірки остаточного кандидата на реалізацію був використаний алгоритм виявлення піків на сигналах що були відфільтровані з використанням смугового фільтра, фільтра низьких частот і фільтра високих частот, аби визначити, який метод дасть більш точні кінцеві результати. GNU Octave був використаний як інструмент математичного моделювання. Остаточна версія фільтра (рисунок 2.15) має наступні характеристики:

- нижня межа смуги пропускання = 1 Гц;
- вища межа смуги пропускання = 1,8 Гц;
- нижня частота стоп-смуги = 0,3 Гц;
- вища частота стоп-смуги = 3 Гц;
- ослаблення в смузі пропускання = 1 дБ;
- зменшення за межею смуги пропускання = 10 дБ;

- порядок моделі фільтра = 4.

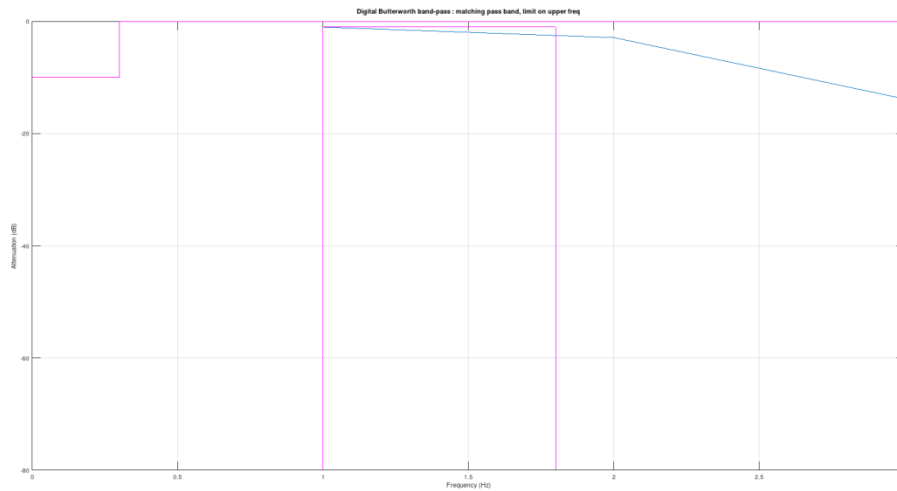


Рисунок 2.15—Імпульсна характеристика фільтра

Фільтр був реалізований за допомогою подання часової області “Direct form II” [37]. Формули для фільтра 4-го порядку (формула 2.3):

$$v(n) = x(n) - a_1x(n-1) - a_2x(n-2) - a_3x(n-3) - a_4x(n-4), \quad (2.3)$$

$$y(n) = b_0v(n) - b_1v(n-1) - b_2v(n-2) - b_3v(n-3) - b_4v(n-4).$$

В ході розробки фільтра було виявлено параметри нестабільного фільтра, що призводив до проблеми числової нестабільності.

Характеристики нестабільного фільтра:

- нижня межа смуги пропускання = 1 Гц;
- вища межа смуги пропускання = 1,8 Гц;
- нижня частота стоп-смуги = 0,3 Гц;
- вища частота стоп-смуги = 2 Гц;
- ослаблення в смузі пропускання = 3 дБ;
- зменшення за межею смуги пропускання = 10 дБ.

Моделювання фільтра з використанням програми GNU Octave та функції “buttord” в програмі MATLAB призводить до отримання фільтра 4-го

порядку. Однак після побудови фільтра за допомогою функції "butter" MATLAB результуючі коефіцієнти були задані для фільтра 9-го порядку:

$$b = [4.00235e-05, 0, -0.000160094, 0, 0.000240141, 0, -0.000160094, 0, 4.00235e-05]$$

$$a = [1, -7.26488, 23.3738, -43.4851, 51.1562, -38.9656, 18.7681, -5.22747, 0.644877]$$

Використання цього фільтра призводило до спотворення вихідного сигналу (рисунок 2.16).

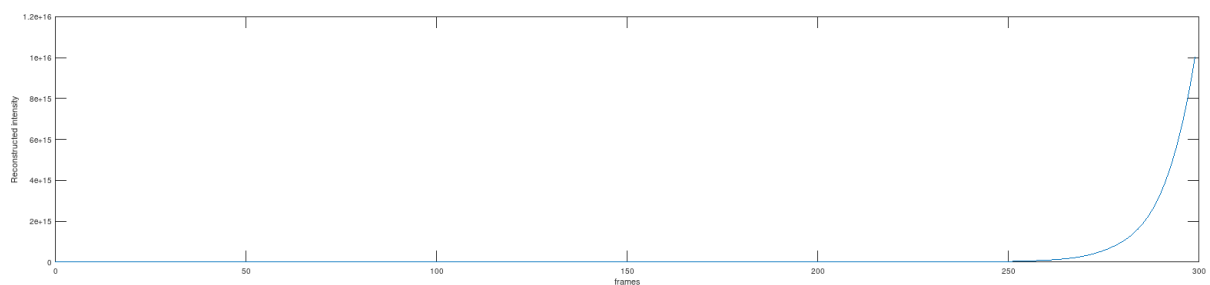


Рисунок 2.16—Спотворення сигналу на виході нестійкого фільтра

Аналіз існуючої наукової літератури та публікацій вказує на велике різноманіття алгоритмів та методів для визначення систолічних піків або дикротичних точок. Подальший розгляд алгоритмів є результатом їх відбору за критеріями залежності від початкових параметрів сканування, наявності методів для визначення хибно-позитивних результатів а також за критерієм складності впровадження на програмному рівні.

2.6 Алгоритми визначення систолічних піків

Алгоритм зважених піків

Алгоритм зважених піків базується на двох принципах: пік повинен мати значну різницю в амплітуді порівняно із середньою амплітудою, пік

повинен мати характеристики, які будуть унікальними протягом певного періоду часу. Алгоритм припускає, що для того, щоб будь-який пік був дійсним, він повинен мати позитивний результат формули різниці локальних величин, представленого формулами (2.4):

$$x_{left} = \max\{x_i - x_{i-1}, x_i - x_{i-2}, x_i - x_{i-3}, x_i - x_{i-4}, \dots, x_i - x_{i-k}\},$$

$$x_{right} = \max\{x_i - x_{i+1}, x_i - x_{i+2}, x_i - x_{i+3}, x_i - x_{i+4}, \dots, x_i - x_{i+k}\}$$

$$S_{peak} = \frac{x_{left} + x_{right}}{2}, \quad (2.4)$$

де k —кількість сусідніх точок, які слід враховувати при обчисленні піків. Вони утворюють вікно обчислення розміром $2k$, і значення k слід вибирати залежно від форми сигналу. Хибнопозитивні піки фільтруються шляхом порівняння значення S_{peak} , віднятого від загальної середньої амплітуди, до значень емпірично вибраного вагового коефіцієнта, помноженого на стандартне відхилення. Ця частина алгоритму представлена формулою (2.5):

$$S_{peak} - m > \square * s, \quad (2.5)$$

де m —середня амплітуда сигналу, s —стандартне відхилення, а $\square$ —емпірично вибраний ваговий коефіцієнт, який слід враховувати за найкращими кінцевими критеріями точності. В оригінальному алгоритмі [38] значення $\square$ повинно задовольняти умові, представлений формулою (формула 2.6):

$$1 \leq \square \leq 3. \quad (2.6)$$

Після реалізації цього алгоритму в Octave було виявлено кілька проблем:

- алгоритм забезпечує суперечливі результати щодо сигналів, що мають коливання медіани сигналу або артефакти руху;
- оригінальний алгоритм не має способу налаштування кандидата на пік залежно від характеристик сигналу;
- точність алгоритму позитивно корелює з різницею потенційної пікової амплітуди щодо середньої амплітуди сигналу.

Для збільшення ймовірності виявлення піку значення h було зменшено, щоб задовольнити наступну умову в рівнянні (формула 2.7):

$$0.1 \leq \square \leq 0.9. \quad (2.7)$$

рисунок 10 показує виявлення піків з різними значеннями $\square$ для сигналів з артефактами швидкого руху. рисунок 11 показує виявлення піків з різними значеннями $\square$ для сигналу з базовим блуканням. В обох випадках різниця амплітуди піків до середньої амплітуди сигналу менше стандартного відхилення, внаслідок чого початкові налаштування алгоритму працюють погано і призводять до нижчої точності. Після регулювання $\square = 0,6$ (рисунок 2.17 (а) та рисунок 2.17 (б)), алгоритм зміг виявити більшість піків.

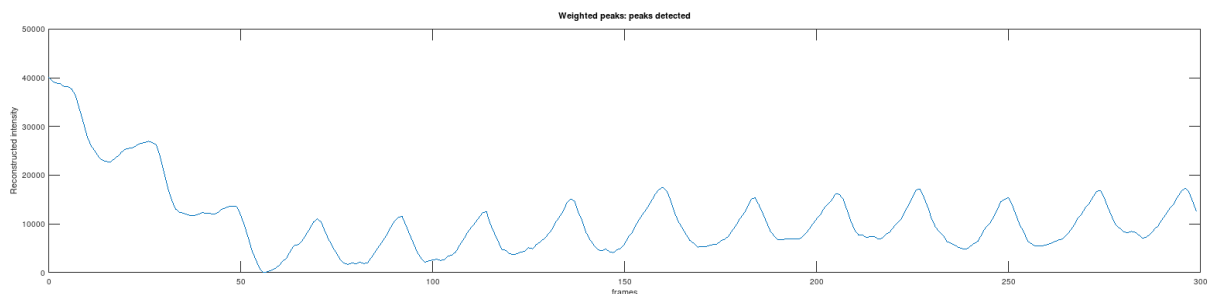


Рисунок 2.17(а) –Результат роботи алгоритму при $\square = 1$

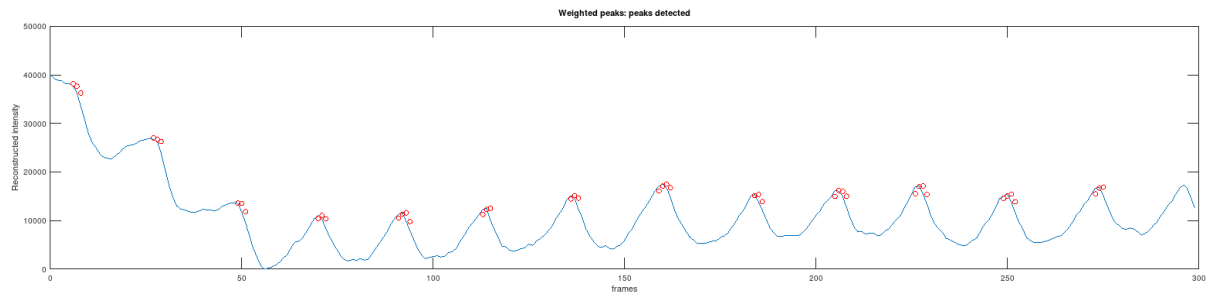


Рисунок 2.17(б) –Результат роботи алгоритму при $\alpha = 0.6$

В науковій роботі “Simplifying peak detection algorithms for finite biomedical signals” [39], було розглянуто особливості обробки фотоплетизмографічних сигналів на апаратних платформах з ОС Android, та методи спрощення існуючих алгоритмів детекції систолічних піків. Проаналізувавши точність алгоритму для сигналів з помірним дрейфом медіани сигналу, було помічено, що, коли значення α обирається близьким до значення співвідношення між стандартним відхиленням та середньою амплітудою сигналу, алгоритм показує кращу точність (рисунок 2.18 (б)) порівняно з емпірично вибраним значенням (рисунок 2.18 (а)).

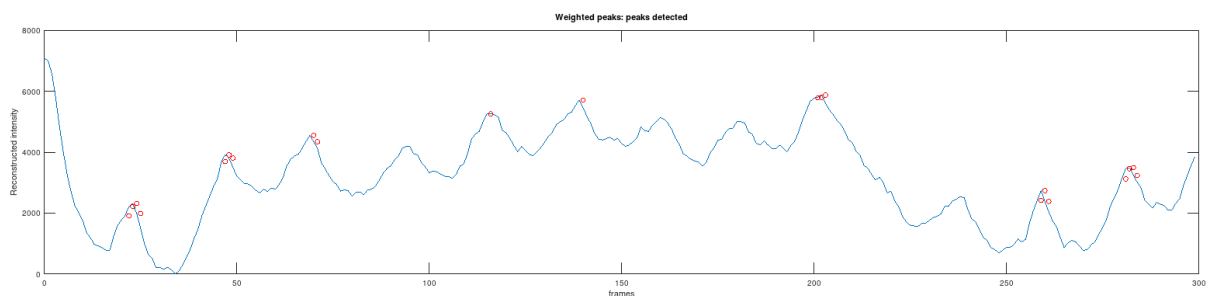


Рисунок 2.18(а) – Результат роботи алгоритму при $\alpha = 0.6$

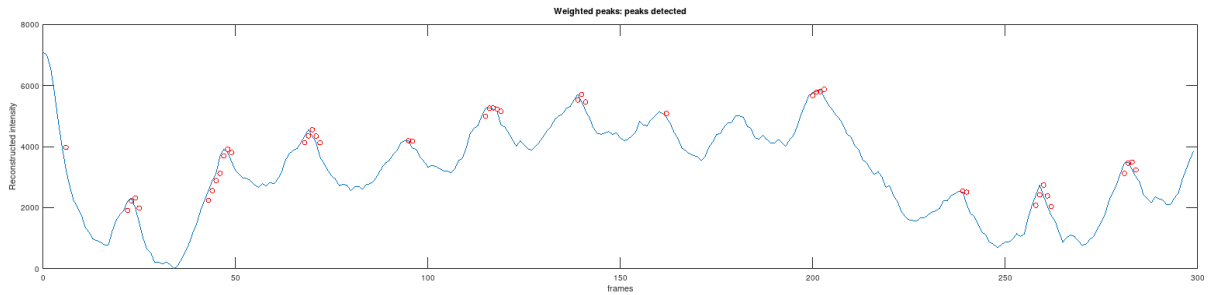


Рисунок 2.18(б) – Результат роботи алгоритму при $\square = s / m$

Адаптивний пороговий алгоритм

Алгоритм адаптивного порогу (ADT) працює, починаючи з амплітудно-залежного положення, максимуму або мінімуму сигналу, а потім збільшує або зменшує віртуальний поріг, поки миттєве значення сигналу, сформованого ADT (формула 2.8), не відповідатиме вихідному значенню оригінального сигналу.

$$Slope_k = Slope_{k-1} + S_r \frac{(V_{n-1} + std)}{F_s}, \quad (2.8)$$

де $Slope_k$ амплітуда схилу сформована ADT, S_r –швидкість зміни нахилу (віртуальний поріг), V_{n-1} –попередня амплітуда нахилу, std –стандартне відхилення, а F_s –частота дискретизації.

Потім ADT буде слідувати за вихідним сигналом, поки не буде виявлена точка перегину. Після виявлення точки перегину віртуальний поріг буде змінений, щоб зупинити копіювання значень оригінального сигналу, і процес буде повторюватися, поки не буде знайдено кожен пік [\[40\]](#).

Віртуальний поріг слід вибирати емпірично на основі найкращих критеріїв точності при застосуванні до цільових сигналів ФПГ. Використання ADT для сигналів, які мають різницю між піковою амплітудою та медіаною, близьку до половини стандартного відхилення, при неправильному значенні швидкості зміни нахилу, може призвести до того, що функція генерації схилу

виробляє значення що не знаходяться в амплітудній області сигналу, що призводить до помилки алгоритму (рисунок 2.19).

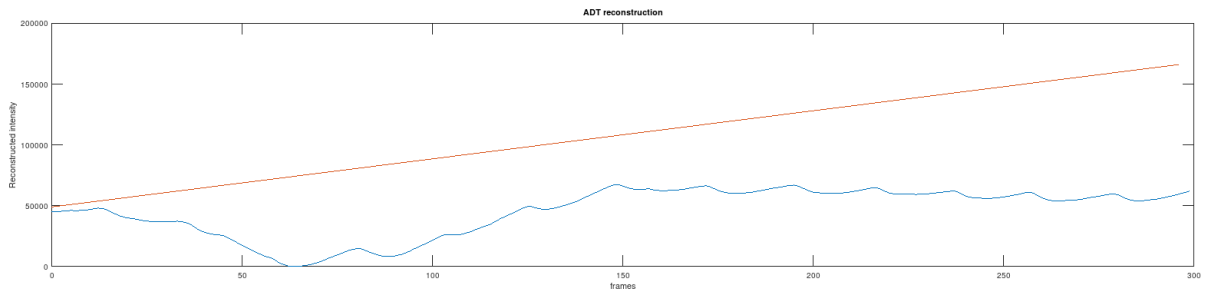


Рисунок 2.19–Помилка алгоритму через неправильне визначення амплітуди схилу

У цьому проекті швидкість зміни нахилу була обрана $\alpha = 0.9$ за найкращими критеріями точності результату. В оригінальному алгоритмі ADT, точка перегину обчислюється шляхом вирахування похідної. Враховуючи той факт, що реалізація точного вирахування похідної на платформі Android є фактором, що обмежує швидкість обробки даних, було вирішено, що алгоритм буде використовувати спеціально розроблений метод виділення приблизної форми. Він заснований на визначенні розміру вікна аналізу та пошуку негативної увігнутості у цьому вікні (формула 2.9).

$$S_{peak} = \begin{cases} V_n > V_{n+1} > V_{n+2} > V_{n+3} > \dots > V_{n+k} \\ V_n > V_{n-1} > V_{n-2} > V_{n-3} > \dots > V_{n-k} \end{cases}, \quad (2.9)$$

де V_n —поточне значення нахилу;

k —кількість сусідніх точок, які слід враховувати для виявлення, вони утворюють вікно обчислення розміром $2k$.

Коли виявляється негативна увігнутість, пік вважається дійсним піком. Для роботи зі стабільною точністю алгоритм вимагає попередньої високочастотної фільтрації шуму. Було вирішено застосувати простий медіанний фільтр, щоб краще перевірити його ефективність у випадку

коливання медіани сигналу (2.20). Було помічено, що алгоритм може пропустити деякі піки на початку сигналу, якщо починає обчислення в точці, що знаходиться занадто набагато нижче вихідної амплітуди сигналу. Така ситуація може виникнути у випадку сигналів, на які впливають артефакти швидкого руху (рисунк2.21).

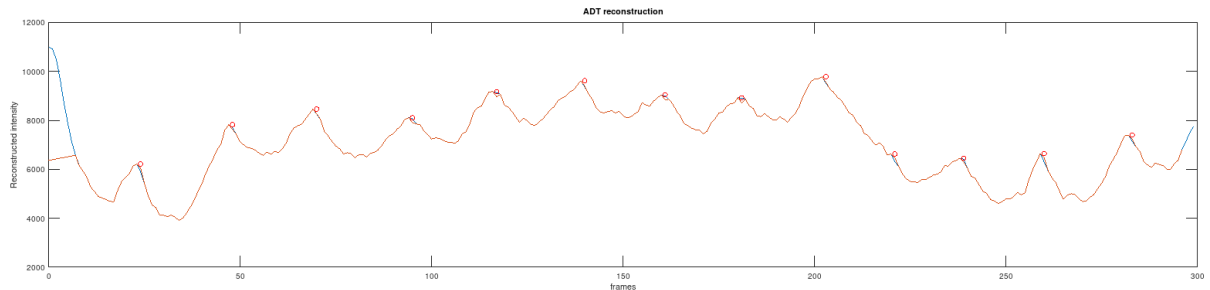


Рисунок 2.20– Визначення піків для сигналів з коливанням медіани

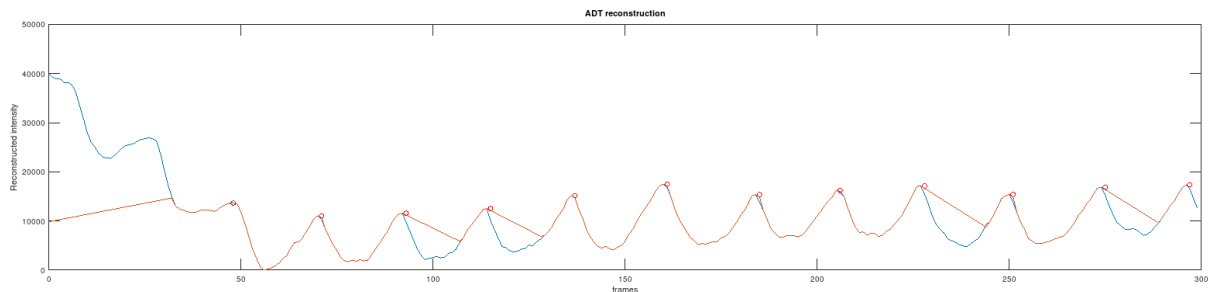


Рисунок 2.21– Визначення піків для сигналів з артефактом руху

Оптимізований алгоритм для смартфона

Деякі методи детекції піків фотоплетизмограм використовують спеціальні медіанні фільтри, які засновані на підборі множинних коефіцієнтів для визначеного вікна аналізу [\[34\]](#).

$$f(t) = \frac{1}{w_t} \sum_{k=0}^{w_t-1} a_k b(t + k), \quad (2.10)$$

де W_t —величина вікна аналізу, $b(t)$ —миттєве значення сигналу в момент t , та a_k —коефіцієнти медіанного фільтра.

Під час реалізації алгоритмів було помічено кілька особливостей:

- оптимізований медіанний фільтр працює краще, ніж простий фільтр низьких частот.
- оптимізований медіанний фільтр простіше впровадити у вигляді програмного коду ніж смуговий фільтр.
- алгоритм ADT показав кращу точність для ФПГ із сигналами, де частота серцевих скорочень еталону коливається від 60 до 120 ударів на хвилину;
- спрощення функції виявлення піків алгоритму ADT не змінило його точності.

Було вирішено побудувати метод, який включатиме всі корисні функції, забезпечуючи рішення, яке є простим у впровадженні та має потенціал для виконання з кращою точністю для даних системних обмежень. Однак оригінальна реалізація алгоритму ADT вимагала складної процедури стеження та відокремлення значень генерованого сигналу від оригінального сигналу після виявлення піку, що могла призвести до помилки, як вказано вище. Для усунення цього типу помилок оптимізований алгоритм базувався на використанні лише розробленого методу виділення приблизної форми. Порівняння виявлення піків для оригінального ADT та наближеного методу виділення приблизної форми представлено на (рисунки 2.22 (а, б, в)).

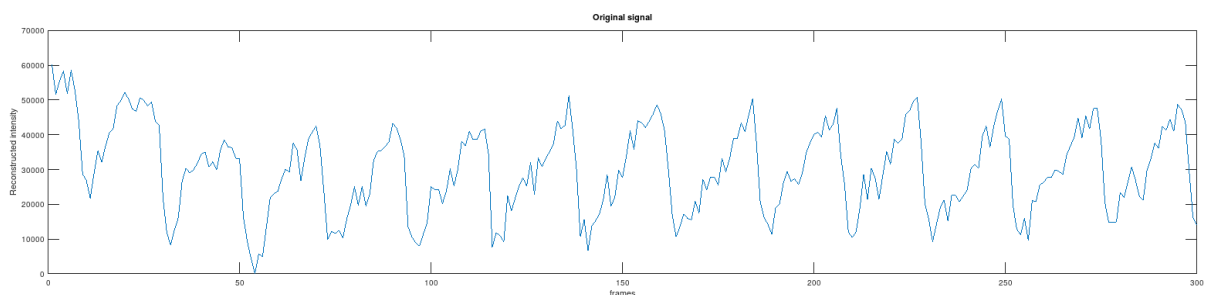


Рисунок 2.22 (а) –Вхідний сигнал

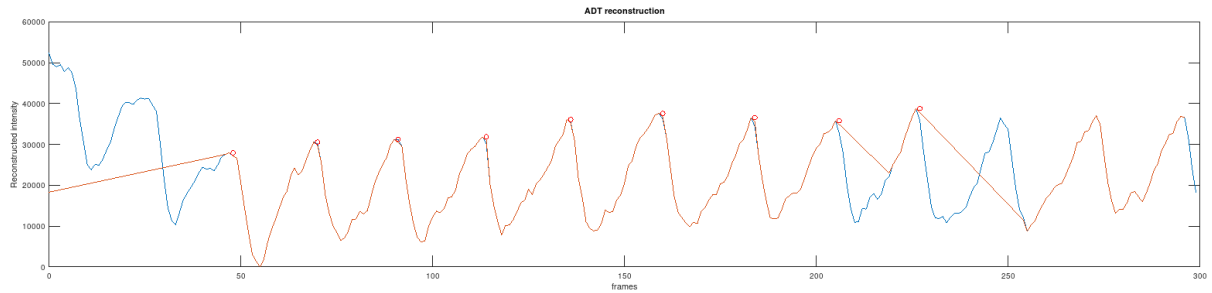


Рисунок 2.22 (б) –Визначення піків.
Простий медіанний фільтр + алгоритм ADT.

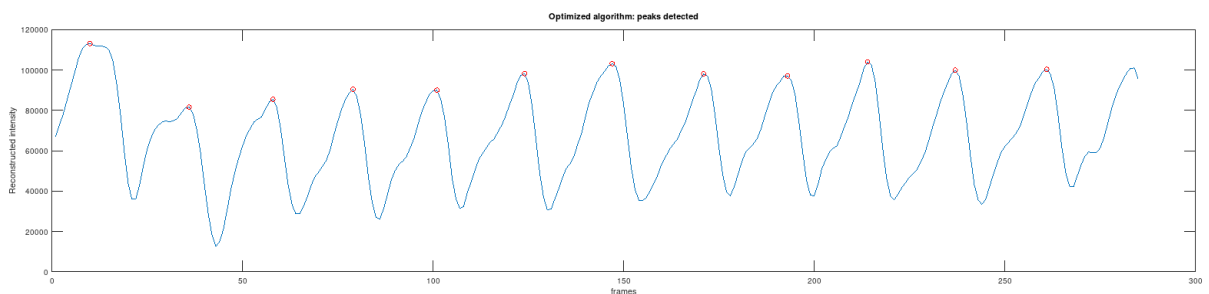


Рисунок 2.22 (в) –Визначення піків. Оптимізований медіанний фільтр +
метод виділення приблизної форми.

2.7 Корекція пікового положення

Морфологія сигналу ФПГ може змінюватися в залежності від ряду умов, таких як вік, кров'яний тиск, нещодавня фізична активність, артефакти руху пальців тощо. Щоб перевірити, чи правильний кандидат на пік, він повинен відповідати наступним критеріям (формула (2.11)) :

$$\frac{F_s}{R_{min}} < S_{peak} < \frac{F_s}{R_{max}}, \quad (2.11)$$

де F_s —частота дискретизації, а R_{min} і R_{max} —це мінімальна та максимальна кількість серцевих скорочень, які можуть виникнути за секунду, представлене формулою (2.12).

$$R_{min} = \frac{F_{bptmax}}{60}, \quad (2.12)$$

$$R_{max} = \frac{F_{bptmin}}{60},$$

де F_{bptmin} і F_{bptmax} —це мінімальний і максимальний пульс, який може виявити система. Початкові умови тестування були встановлені для точного вимірювання частоти серцевих скорочень в діапазоні від 60 ударів на хвилину до 120 ударів на хвилину, тому $F_{bptmin} = 60$ і $F_{bptmax} = 120$. Ефект від використання корекції пікового положення представлений на (рисунок 2.23 (б)). Деякі піки стали зсунутими після використання корекції пікового положення для зважених піків. Це пов'язано з тим, що у оригінальній версії алгоритму, визначення піку не залежить від форми сигналу навколо і тому пік може бути хибнопозитивним. Цей ефект стає більш впливовим, якщо раніше виявлений пік є хибнопозитивним, а поточний кандидат на пік знаходиться на межі рефракторного періоду.

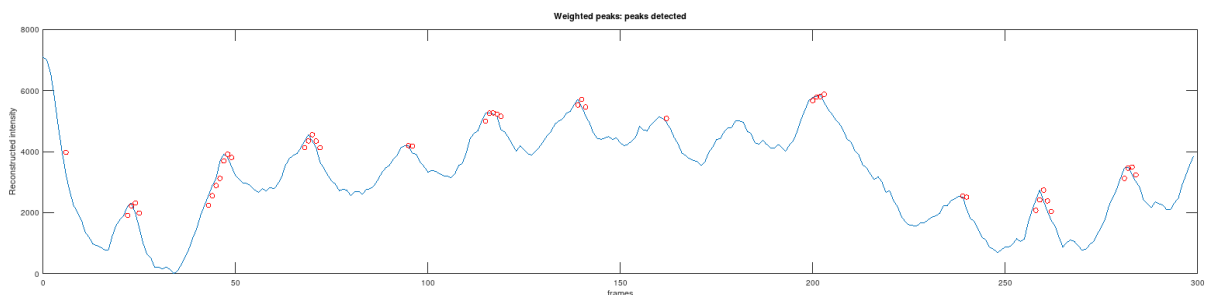


Рисунок 2.23 (а) –Алгоритм зважених піків. Визначення піків без застосування корекції пікового положення

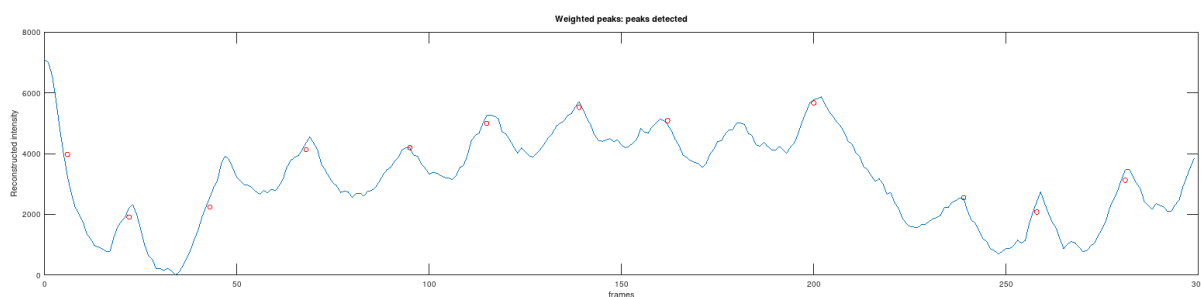


Рисунок 2.23 (б) –Алгоритм зважених піків після застосування корекції
пікового положення

Після тестування алгоритму з різними параметрами частоти дискретизації було відмічено що для деяких сигналів з частотою дискретизації 30 Гц піки не було розпізнано (рисунок 2.24). Зміна рефракторного періоду з 30 кадрів до 33 кадрів показав результат з меншою кількістю хибнопозитивних піків (рисунок 2.25).

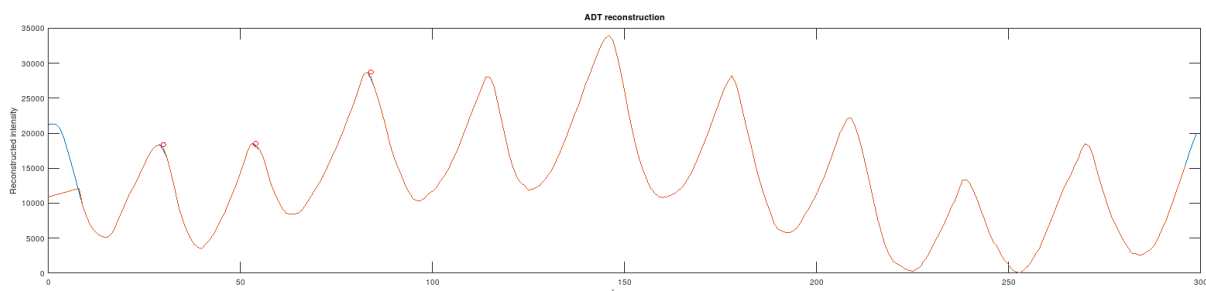


Рисунок 2.24–Адаптивний пороговий алгоритм.
Рефракторний період 30 кадрів

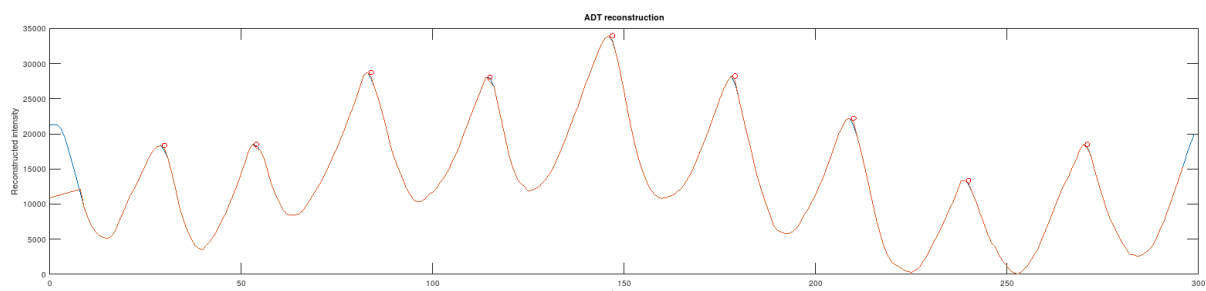


Рисунок 2.25—Адаптивний пороговий алгоритм.

Рефракторний період 33 кадри

2.8 Електронні компоненти для прототипування

Сучасний ринок компактної електроніки дозволяє втілити широкий спектр функцій, починаючи від управління освітленням в домі, моніторингу показників температури, вологи, магнітного поля в реальному часі, закінчуючи синхронізацією даних геолокації. Це досягається завдяки різноманіттю типів та видів мікроконтролерів, а також виходу на ринок дешевих та простих у використанні “систем на кристалі” (SoC) [\[41\]](#). Проектована система призначена для навчальних цілей, що визначає одну із основних вимог до вибору електронних компонентів –відносна доступність розробки. Цей критерій є сумою показників ціни, простоти розробки та доступності технічних довідкових матеріалів. Найбільш популярним видом мікроконтролерів та пристроїв для розробки інформаційних систем, для використання у навчальних цілях є сімейство Arduino [\[42\]](#). Плата Arduino (Рисунок 2.26) це вільно доступний мікроконтролер з відкритим вихідним кодом, здатний справлятися з різноманітними протоколами зв'язку, які можуть бути використані для різних пристроїв IoT. Ця платформа включає в себе основні мікроконтролери, що виконують роль управління апаратною системою, а також сумісних електронних компонентів різного профілю використання.



Рисунок 2.26–Плата Arduino Leonardo

Використання Arduino для побудови системи аналізу кардіо-даних у вигляді фотоплетизмограми доцільне зважаючи на такі критерії:

- низька вартість основного мікроконтролеру;
- низька вартість сумісних сенсорів;
- доступність технічної літератури;
- відкрита архітектура та програмний код.

Однією із додаткових переваг платформи Arduino є випуск компактних моделей мікроконтролерів (Рисунок 2.27), які значно зменшують фізичні розміри апаратної системи та потребують живлення меншої потужності. Це надасть змогу в перспективі використовувати систему моніторингу ФПГ як носимий пристрій.

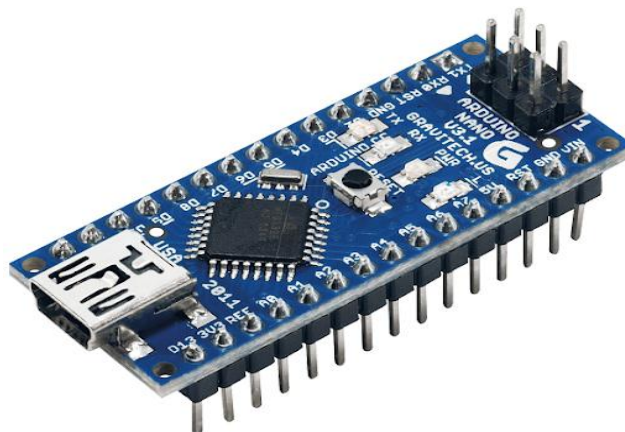


Рисунок 2.27–Arduino nano

Для безпосереднього моніторингу частоти серцевих скорочень необхідно обрати фотоплетизмографічний модуль, що буде сумісний з платформою Arduino. На момент виконання проекту найбільш популярними та доступними були наступні сенсори:

- Sodial Pulse sensor
- MAX 30100
- MAX 30102 MH-ET LIVE

Сенсор Sodial Pulse sensor що представлений на рисунку 2.28 є найбільш дешевим та найбільш простим у підключенні пристроєм. Однак він здатний лише до реєстрації пульсу у межах від 60-ти до 100 ударів на хвилину. Використання червоного випромінювача, може знизити якість передачі сигналу ФПГ, так як він піддається впливу шуму через проходження навколишнього світла крізь шкіру [\[34\]](#).



Рисунок 2.28–ФПГ сенсор Sodial Pulse sensor

Сенсори серії MAX (Рисунок 2.29 та Рисунок 2.30) використовують випромінювачі зеленого кольору, подібні до тих, що використовуються у комерційних пристроях з функціями моніторингу частоти серцевих скорочень. Вони мають більше параметрів налаштувань ніж Sodial Pulse

sensor, та мають більш компактні розміри. MAX 30102 використовує систему з двох випромінювачів, що дозволяє отримувати сигнал з меншим рівнем шумів.



Рисунок 2.29—ФПГ сенсор MAX 30100

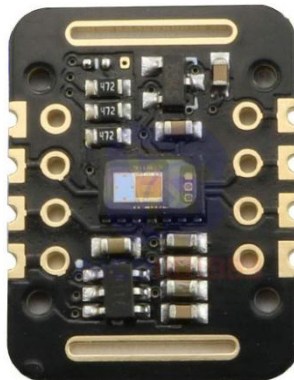


Рисунок 2.30 –ФПГ сенсор MAX 30102

Зважаючи на вищевказані особливості було вирішено використовувати сенсори сенсор MAX 30100 та MAX 30102 для подальшого виконання однієї з апаратних частин проектованої системи.

Незважаючи на те, що спеціально розроблені ФПГ сенсори дають більш чіткий сигнал та можуть бути вбудовані як частина компактної системи, все ж доступ до подібних пристроїв обмежений приміщенням лабораторії. Покращення параметрів сенсорів камер, а саме роздільної здатності, світлочутливості та точності передачі кольорів за останні 10 років

[\[43\]](#), дає змогу розглядати їх як потенціальний пристрій для створення ФПГ сигналів. Використання камери смартфонів для моніторингу частоти серцевих скорочень є ідеєю що формує свою реальність [\[34\]\[44\]](#). Це допоможе користувачам системи краще персоналізувати свої кардіо-дані для аналізу, а також дасть змогу використання системи в умовах без доступу до лабораторного обладнання.

3 МОДЕЛЮВАННЯ БІОМЕДИЧНИХ СИСТЕМ

Розвиток технологій вбудованих електронних систем та активне зростання ринку інтернету речей, призводить до зміни стратегій моделювання систем на основі компактних сенсорів. Кількість інформації, яка щоденно генерується портативними пристроями, що включають в себе такі компоненти як акселерометри, сенсори температури, сенсори частоти серцевих скорочень збільшується з кожним роком [45]. Перехід медичних установ різних країн на централізовані системи електронного обліку медичних даних ставить питання ефективного методу прогнозування взаємодії між електронним обладнанням яке отримує медичні дані та програм що обробляють і зберігають їх. Основною характеристикою сучасних біомедичних систем є включення в себе як апаратної складової так і складової програмного забезпечення що взаємодіють між собою, часто змінюючи оперативні параметри в залежності від результатів роботи одного. Ці системні ознаки характерні для кібер-фізичних систем (КФС) – поняття що є новим в області системного аналізу та моделювання.

3.1 Кіберфізичні системи та методи їх розробки

Фактично кібер-фізичні системи являються новим класом систем а частіше системами систем (SoS), характеристики яких залежать від підсистем, що входять до їх складу. Результат роботи КФС залежить від емерджентності (особливостей які прямо не залежать від компонентів системи, але є наслідком складних зв'язків між ними). Навідміну від програмних систем, де поведінка описується на етапі моделювання, що визначає послідовність реакції на контролюючі фактори, кібер-фізичні системи працюють на вищому рівні абстракції, де контролюючі фактори діють одночасно на різні підсистеми, що вимагає від іншого підходу до виділення її функціональних складових. Для розробки правил взаємодії

програмних та апаратних підсистем зазвичай необхідно використовувати різні методи моделювання –терміну, що в розрізі кібер-фізичних систем визначається як підхід до побудови системи зважаючи на взаємодію її структурного описання (моделі) та умов в яких вона існує [46]. Моделі, які використовуються для проектування КФС, описують широкий спектр структурних та поведінкових аспектів, які часто включають виконання програм, апаратне проектування та механічну динаміку [44]. Основною перевагою моделей перед неформальними описами є те, що інженери можуть виконувати аналіз моделей [45]. Загалом, аналіз –це будь-які операції, які інтерпретують моделі та/або створюють нові версії моделей, починаючи від ручних перевірок безпеки і закінчуючи алгоритмами, що оптимізують параметри моделі (наприклад, пошук оптимального набору контрольних значень).

Кібер-фізичні системи доволі складно розробити в рамках початкової моделі. Правильність розробки є одним з найважливіших критеріїв при побудові систем, що пов'язані із безпекою життя людей, або обробкою персональних даних [43]. Досягнення високого рівня тотожності впровадженої системи до її моделі, в реальних умовах потребує консолідації різних нон-детерміністських сутностей, що засновані на принципах ймовірності помилки. Підсистеми з різною морфологією та функціональним призначенням мають бути синхронізовані за допомогою набору моделей, які використовують єдиний вид передачі інформації.

Такий підхід дозволяє досягнути високого рівня інтеграції –критерію що виражає можливість систем взаємодіяти між собою. Низький рівень інтеграції може призвести до ситуації коли умови роботи однієї підсистеми виключають можливість роботи іншої. Ще одним критерієм стабільних КФС є узгодженість моделей, що визначає наявність єдиного способу передачі інформації між підсистемами, та мати передбачуваний порядок взаємодії. Низький рівень узгодженості моделей може призвести до помилок під час передачі інформації від однієї системи до іншої, навіть якщо вони були

попередньо протестовані, та мають високий рівень інтеграції [46]. Прикладом низького рівня узгодженості моделей може бути система управління рухом транспорту або робототехніки, де елементи що виготовлені в країнах з різними стандартами радіочастот, або з різною системою вимірювання фізичних величин будуть видавати різні дані, що може призвести до неправильної обробки інформації в центральному блоці (Рисунок 3.1). Ще однією проблемою поєднання моделей КФС є забезпечення правильної взаємодії аналізу. Одним із типів взаємодії є залежність даних, коли один аналіз використовує інформацію про модель, яку отримує інший аналіз. Порядок проведення аналізів не повинен порушувати їх залежності, інакше застаріла інформація може вплинути на конструкцію або висновки про її якості [47].

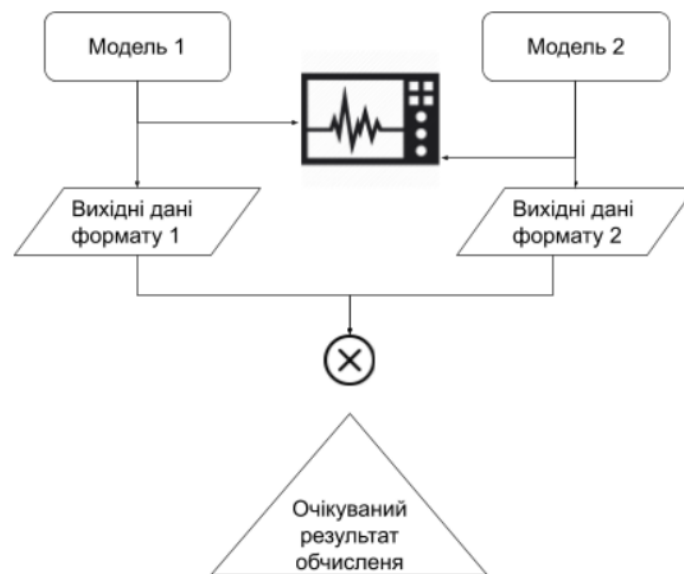


Рисунок 3.1 –Низький рівень узгодженості моделей викликає помилку обчислення

Необхідно також контролювати імутабельність контексту що аналізується моделлю від результатів виконання аналізу іншої моделі. Зміна контексту аналізу може бути спричинена неповним аналізом вихідних даних

інших моделей, що призведе до помилки обробки даних разі виходу їх за операційні межі системи. Прикладом є система управління, яка очікує надходження даних від підсистем у фіксований проміжок часу $t = n$, ти часом підсистеми генерують дані у випадковий час $t = ?$, тим самим унеможливаючи їх правильну обробку (рисунок 3.2).

Основними методами досягнення високих показників інтеграції, узгодженості моделей та максимально низької можливості зміни контексту аналізу є:

- використання універсальних мов опису моделей (таких як UML, CyPhyML, SysML) для побудови моделей систем;
- побудова моделей взаємодій на різних рівнях абстракції;
- побудова моделей передачі інформації між системами.

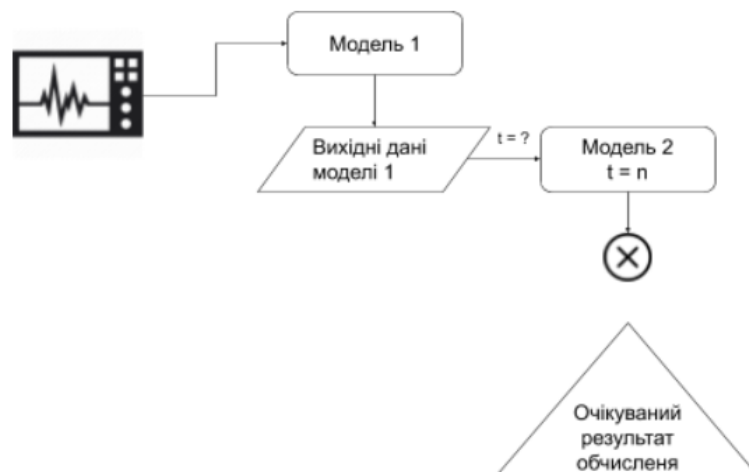


Рисунок 3.2 –Зміна контексту аналізу призводить до помилки обчислення

Моделювання кібер-фізичних систем є сферою системного моделювання, що на даний момент не має чітко сформованих правил [48]. Використання універсальних моделей підсистем, всебічне вивчення завдань та обмежень проектованої КФС допомагають реалізувати функціонал з мінімальною вірогідністю помилки, але не виключають її цілком, так як

принципи роботи КФС засновані на недетерміністських особливостях взаємодії з фізичним оточенням.

3.2 Визначення потенційних груп стейкхолдерів

Метою визначення потенційних груп стейкхолдерів для системи є формування списку, або набору осіб, організацій або інших систем, які зацікавлені у створенні проекту, або мають до нього вимоги. Стейкхолдером можуть бути як кінцеві споживачі продукту –клієнти, так і організації або що контролюють його створення. Держава що частіше за все виступає правовим регулятором впровадження та використання проекту також можна вважати повноцінним стейкхолдером, адже виконання вимог чинного законодавства є невід’ємною частиною життєвого циклу проекту. Правильне визначення груп стейкхолдерів забезпечує функціонування системи в необхідному режимі, а також допомагає краще визначити системну архітектуру та методи її розробки. Зважаючи на те, що основною метою проекту є створення системи аналізу біомедичних даних, можна зробити висновок про доцільність його використання у сфері освіти, а також у сфері медицини. Основними стейкхолдерами в такому разі будуть виступати кінцеві споживачі системи – студенти, пацієнти та медичний персонал лікарень, адже вони будуть безпосередньо взаємодіяти з нею.

Студенти є особами, які здобувають освіту у спеціальних, або вищих навчальних закладах і являють собою окрему соціальну групу, що характеризується певними особливостями [\[49\]](#):

- середній вік 25 років;
- відносно високий рівень залучення до соціально важливих активностей;
- високий рівень використання цифрових технологій.

Одними з найважливіших характеристик для даної групи стейкхолдерів є простота використання системи та дизайн інтерфейсу. Доступ до даних з

багатьох операційних систем необхідний для задоволення вимог різних груп студентів, в залежності від умов їх навчальних закладів та типів особистих пристроїв.

Пацієнтами медичних закладів можуть бути особи різного віку та соціального статусу. Зважаючи на особливості обробки медичних даних, що відносяться до класу приватних даних, найважливішим критерієм системи для даної групи стейкхолдерів є захист інформації від несанкціонованого доступу. Наступним фактором що має значення є можливість доступу до отриманих даних з різних типів апаратних платформ та операційних систем. Медичний персонал що буде використовувати систему для отримання даних пацієнтів може вимагати спрощення клієнтського інтерфейсу, а також можливості інтеграції даних системи з іншою медичною інформаційною інфраструктурою.

Наступною групою стейкхолдерів являються організації –школи, ліцеї, університети, медичні заклади. Основною вимогою від даної групи стейкхолдерів буде простота впровадження системи, інтеграції з наявними апаратними та програмними платформами а також наявність технічної документації. Не менш важливим фактором буде можливість розширення функціоналу системи для потреб конкретної організації.

Останньою групою стейкхолдерів зазвичай є державні виконавчі та законодавчі органи. Вони виступають у ролі правових регуляторів розробки та впровадження системи з точки зору дотримання законодавства у сфері обробки інформації. Основними вимогами будуть забезпечення захисту інформації від несанкціонованого доступу та оформлення цифрових сертифікатів для публікації сервісу у мережі інтернет.

Відповідно до Регламенту Європейського Союзу (ЄС) 2016/679 Загальний регламент про захист даних (EUGDPR); ОВ L 127, 23.5.2018 р. "Усі персональні дані, включаючи дані, отримані з носіїв пристроїв, повинні бути предметом регулювання" [\[50\]](#). У главі 3, стаття 13 зазначається,

що коли персональні дані, що стосуються суб'єкта даних, збираються з даних суб'єкт, контролер повинен надати наступну інформацію:

- ідентифікаційні дані та контактні дані контролера та, де це можливо, представника контролера;
- контактні дані працівника з питань захисту даних, де це можливо;
- цілі обробки, для яких призначені персональні дані, а також правова основа для обробки;
- законні інтереси, що переслідуються контролером або третьою стороною;
- одержувачі або категорії одержувачів персональних даних, якщо такі є;
- за необхідності, той факт, що контролер має намір передати персональні дані третій країні або міжнародній організації.

У главі 2 статті 7 зазначено, що процес згоди повинен включати такі специфікації:

- якщо обробка ґрунтується на згоді, контролер повинен мати змогу продемонструвати, що суб'єкт даних дав згоду на обробку своїх персональних даних.
- якщо згода суб'єкта даних надається в контексті письмової декларації, яка стосується також інших питань, запит на згоду подається у спосіб, який чітко відрізняється від інших питань, в зрозумілій та легкодоступній формі, використовуючи чіткі та проста мова. Будь-яка частина такої заяви, яка є порушенням цього Регламенту, не є обов'язковою для виконання.

На основі вищезазначених нормативних вимог ми підготували документ, який відображає наміри цього проекту та сфери обробки персональних даних. Він містить інформацію про можливість використання цієї інформації в країнах третьої сторони, оскільки цей проект є постійним процесом. Документ також включає розділ для чіткого визначення згоди та

розділ, присвячений ідентифікації суб'єктів даних за їх згодою. Згода дається шляхом написання ідентифікаційної інформації та надання фізичного підпису, який представлятиме цю згоду. Суб'єкти даних мають право відкликати свою згоду в будь-який час, повідомляючи представника проекту будь-яким способом особистого спілкування.

У статті 26 EUGDPR зазначається, що до анонімних даних не слід застосовувати положення про конфіденційність даних:

- принципи захисту даних не повинні застосовуватися до анонімної інформації, а саме до інформації, яка не відноситься до ідентифікованої або ідентифікованої фізичної особи або до персональних даних, які стають анонімними таким чином, що суб'єкт даних не може бути ідентифікований або його більше неможливо ідентифікувати.

- цей Регламент не стосується обробки такої анонімної інформації, в тому числі для статистичних або дослідницьких цілей.

Це дозволяє мати “анонімний режим” у додатку, щоб дозволити суб'єкту брати участь у скануванні без будь-яких ідентифікаційних метаданих, роблячи таким чином його анонімним.

3.3 Розробка системної архітектури

Процес специфікації та проектування системи використовується для визначення вимог до системи та розподілу вимог до компонентів для задоволення потреб зацікавлених сторін. Потім компоненти розробляються, впроваджуються та випробовуються, щоб переконатися, що вони відповідають їхнім вимогам. Процес інтеграції та тестування системи включає заходи щодо інтеграції компонентів у систему та перевірки відповідності системним вимогам. Ці процеси застосовуються повторно протягом усього розвитку системи, з постійним зворотним зв'язком між різними процесами. У більш складних додатках існує кілька рівнів декомпозиції системи, що починаються на рівні організації або рівня системи

систем (SoS). У цих випадках варіанти цього процесу застосовуються рекурсивно до кожного проміжного рівня конструкції аж до рівня, на якому компоненти купуються або будуються. Процес створення системи показаний на рисунку 3.3, виражає послідовність взаємопов'язаних дій, що потрібно виконати для успішного впровадження системи від етапу моделювання до етапу впровадження.



Рисунок 3.3 –Процес розробки системи

Повноцінна розробка кіберфізичних систем неможлива без створення моделей різних типів міжсистемних взаємодій. Визначивши ключові вимоги основних груп стейкхолдерів, можна перейти до моделювання КФС, зважаючи на критерії економічної доцільності та раціональних компромісів між технічними та користувацькими вимогами. Дані користувацьких вимог були взяті з підрозділу 3.2, а дані технічних вимог виходять з огляду сучасного ринку біомедичних технологій, викладених в розділі 1, та специфіки обробки кардіо-даних, що були розглянуті у розділі 2. Список вимог представлений у вигляді таблиці 3.1 для наочності.

Таблиця 3.1 –Вимоги до проектованої системи

Користувацькі вимоги	Технічні вимоги
– Простота користувацького інтерфейсу – Можливість доступу з різних операційних систем та пристроїв – Захист персональних даних	– Наявність універсального формату даних – Підтримка різних апаратних платформ – Шифрування даних

Продовження таблиці 3.1

Користувацькі вимоги	Технічні вимоги
- ливість додаткової доробки - Забезпечення історичного аналізу даних - Забезпечення статистичного аналізу даних - Можливість розширення методів аналізу даних - Можливість інтеграції з іншими біомедичними системами	- Аутентифікований доступ - Використання HTTPS підключення для передачі даних на сервер - Наявність можливості вертикального та горизонтального масштабування серверів - Використання сучасних мов програмування для розробки ПЗ - Можливість розгортання у хмарних сервісах

Формалізація вимог стейкхолдерів є необхідною складовою моделювання системи, адже саме вимоги формують її на концептуальному рівні. Моделювання кібер-фізичних систем проводиться за двома основними методами:

- візуальний;
- математичний.

Математичне моделювання як правило використовується при описанні детермінованих систем, або підсистем, а результатом подібного моделювання є набір формул та результатів їх обчислення [\[51\]](#). Незважаючи на те що

всебічний розгляд системи має позитивний ефект на її впровадженні, якщо система сама по собі не є об'єктом аналізу, використання математичного моделювання не є оптимальним [52]. Так як проєктована кібер-фізична система призначена для задоволення користувацьких вимог, її параметри та архітектура будуть напряду залежати від цих вимог, а також від технічних вимог. Для подібних типів систем доцільним вважається використання візуального моделювання, що складається не тільки з описання компонентів системи, але і процесів що в ній проходять.

Основними типами візуальних моделей кібер-фізичних систем що були використані для її описання являються:

- діаграма взаємозв'язків стейкхолдерів та їхніх вимог;
- діаграма компонентів системи;
- діаграма процесу використання системи.

Діаграма стейкхолдерів (Рисунок 3.4) та їхніх вимог дозволяє детальніше зрозуміти зв'язки між різними користувацькими вимогами, а також дає змогу помітити неочевидні вимоги, що можуть бути результатом взаємодії різних стейкхолдерів.

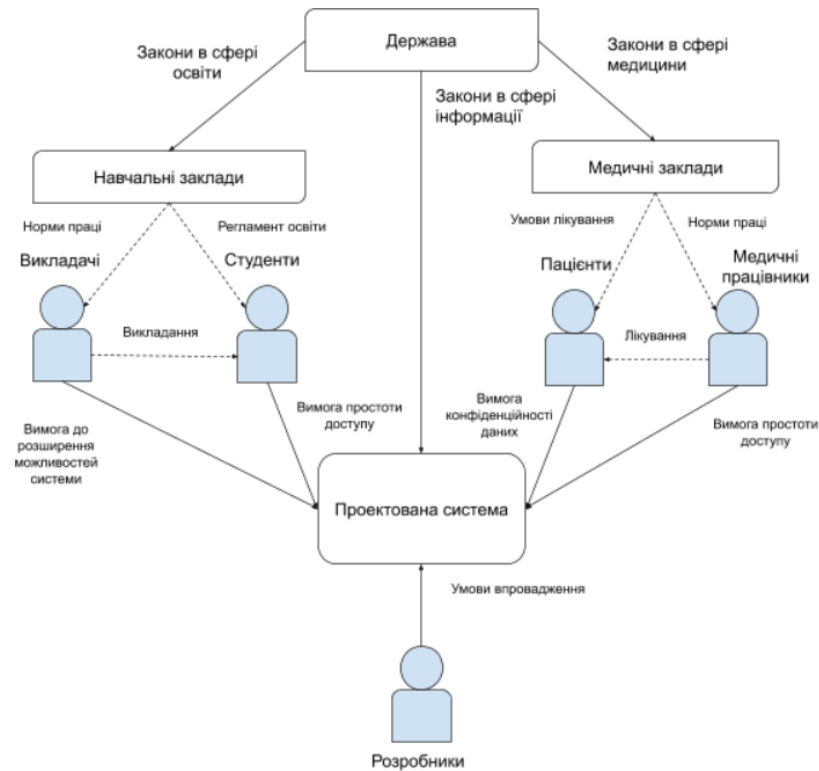


Рисунок 3.4 –Діаграма стейкхолдерів

Розробка компонентів системи є результатом моделювання необхідних системних параметрів для задоволення вимог користувачів, при умові забезпечення технічних вимог. Компонентами кібер-фізичних систем можуть бути як функціональні компоненти, такі як окремі апаратні платформи та їх елементи, так і цілісні системи, такі як операційні системи, або цілісні пристрої. Для забезпечення необхідного функціоналу, необхідно буде обрати апаратні платформи для збору кардіо-даних ФПГ та розробити ПЗ, яке буде управляти отриманням, зберіганням та аналізом даних. Фактично для системи, з точки зору моделювання її компонентів подібний вибір стане технічним обмеженням. Обмеження в системному моделюванні, це набір вимог, або характеристик які звужують список потенційних кандидатів на впровадження елементів системи [53]. Правильне формування обмежень дозволяє спростити етап моделювання, але якщо список обмежень

переповнений, це може призвести до ситуації коли впровадження елемента є неможливим.

Моделювання поведінки користувачів є невід’ємною складовою розробки складної системи. Це дозволяє проаналізувати слабкі місця проектованої системи з точки зору користувацького інтерфейсу та виділити ключові етапи їхньої взаємодії з системою. Система має два основних сценарії роботи з користувачами:

- моніторинг кардіо-даних;
- надання доступу до результатів моніторингу.

На етапі моніторингу кардіо-даних суб’єкти сканування взаємодіють з системою шляхом використання пристроїв сканування. Виконання інструкцій програмного інтерфейсу є необхідною умовою для завершення цього етапу.

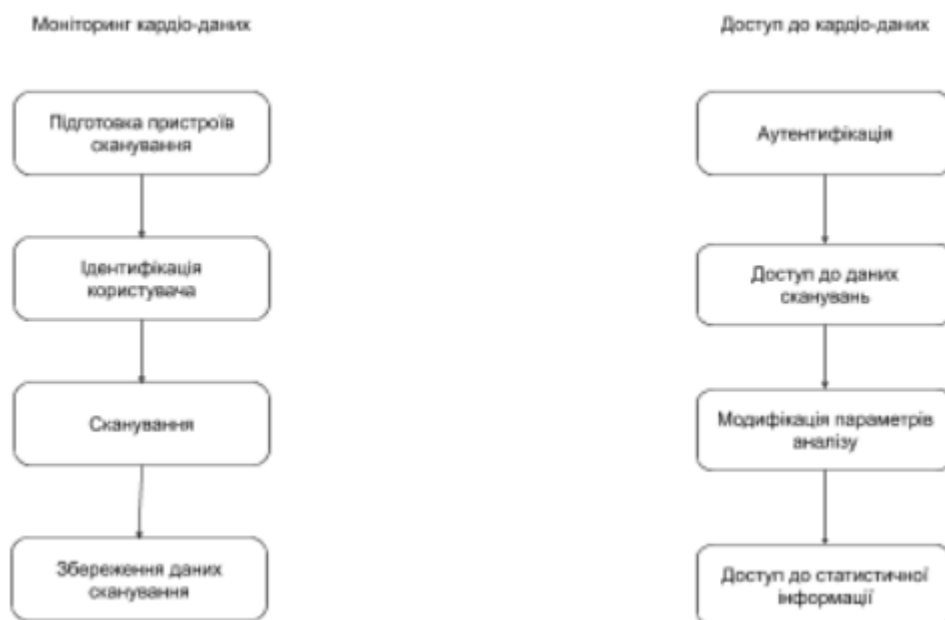


Рисунок 3.5 –Діаграма етапів взаємодії користувачів з системою

Наступним сценарієм є доступ до даних моніторингу та аналізу персональних або публічних кардіо-даних. Користувачі за допомогою

клієнтських програм будуть отримувати результати сканування, а також необхідну статистику, яка буде відрізнятися відповідно їх потребам. Діаграма на рисунку 3.5 показує основні етапи взаємодії системи з суб'єктами що її використовують.

Результатом моделювання кібер-фізичної системи як правило являється візуальна діаграма, або модель що виконана з використанням інструментарію системного моделювання, такому як UML або SysML. Було виконано моделювання архітектури проекту з використанням елементів SysML, результатом якого стали діаграми основних компонентів системи. Окремі елементи діаграми показані на рисунках (3.6, 3.7, 3.8). Цілісна модель у врахуванням послідовності взаємодій викладена в додатку А.

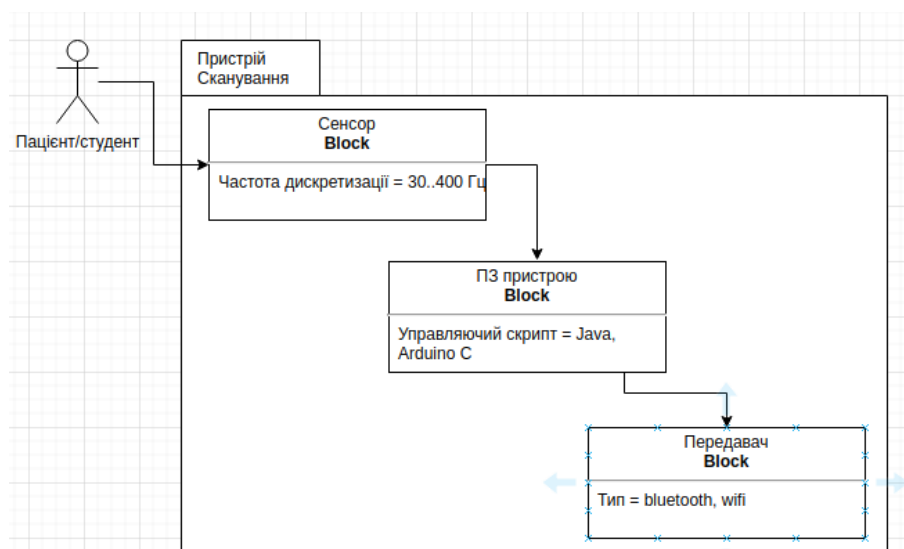


Рисунок 3.6 –Архітектура пристрою сканування

На даних діаграмах показаний базовий вигляд компонентів та властивості, які визначені технічними вимогами, а також вимогами що були створені як результат аналізу груп стейкхолдерів. Навіть без опису структури складових системи можна прослідкувати послідовність процесів що протікають у системі

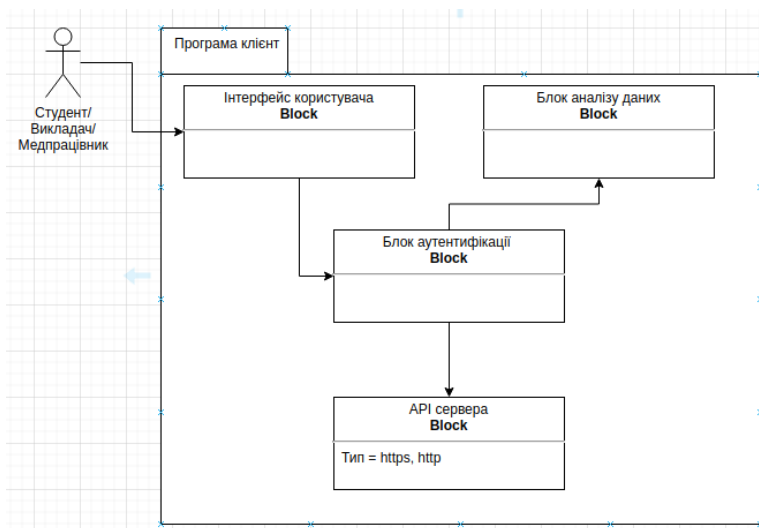


Рисунок 3.7 –Архітектура програми-клієнта

Зокрема на рисунку 3.7 вказано низхідний потік процесу взаємодії з клієнтською програмою, що потребує успішної обробки в блоці аутентифікації перш ніж перейти до обміну даних з сервером.

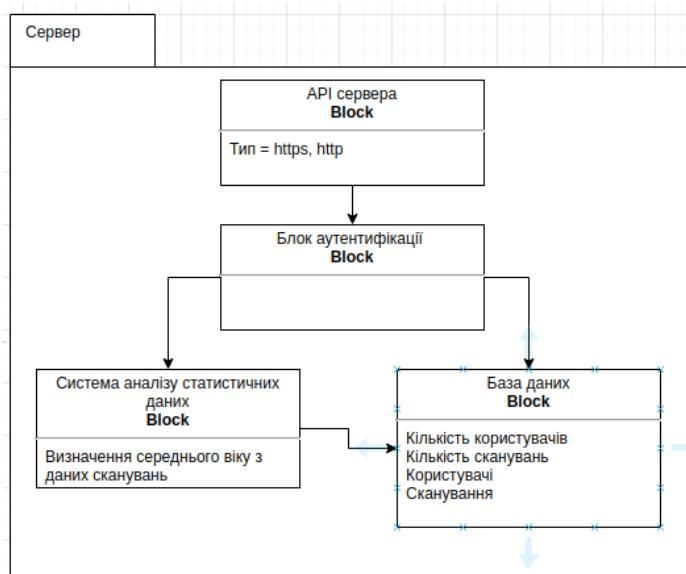


Рисунок 3.8 –Архітектура серверу

Архітектура серверу (рисунок 3.8), показує що клієнт не взаємодіє напряду з сервером, але може отримати дані через API, яке буде налаштоване для програми клієнта.

4 РОЗРОБКА ФІЗИЧНОГО ПРОТОТИПУ СИСТЕМИ

Після моделювання системи, та виділення її основних компонентів проект має необхідні параметри для початку впровадження. Так як обробка даних невідривно пов'язана з розробкою програмного забезпечення, необхідно приділити особливу увагу вибору інструментів розробки ПЗ, адже рішення прийняті на даному етапі будуть мати найбільший ефект на остаточній моделі системи та її фізичному втіленні.

Останні 20 років розвитку сфери програмного забезпечення (ПЗ) характеризуються швидкими темпами росту, які прискорюються з кожним наступним періодом. Таке зростання зумовлено зміною напрямку розвитку економіки з фізичного на цифровий наприкінці 2000х. Це призвело до розвитку існуючих мов програмування, зміни їх основного профілю використання та появи нових. Загальною тенденцією останніх п'яти років є уніфікація процесу розробки ПЗ і поява “фреймворків” (англ. framework) – готових наборів абстрактних програмних інструментів, виконаних на базі як правило однієї мови програмування, що призначені для виконання певного набору користувацьких вимог (створення систем аутентифікації, управління даними тощо). Розвиток програмних систем збереження та доступу до даних також переживає процес уніфікації методів взаємодії з іншими компонентами ПЗ.

Через вищевказані тенденції, питання вибору інструментів для розробки ПЗ, а саме мови програмування та системи збереження та доступу до даних полягає у виборі такого інструменту, що дозволить виконувати якомога ширший набір функцій без необхідності додавання інших компонентів.

4.1 Розробка програмного забезпечення

Мова програмування—будь-яка мова, що використовується для описання комп'ютерних програм. [54]. Як правило мови програмування є синтетичними мовами, які спрощують алгоритмічний та математичний сенс команд, що мають виконуватися комп'ютером, або окремими його частинами. Існує декілька основних типів мов програмування:

- машинний код;
- асемблерний код;
- мови програмування високого рівня.

Машинний код являє собою апаратно-специфічні інструкції що можуть бути виконані на пристрої що програмується. Як правило виражений у вигляді цифрового або двійкового коду.

Асемблерний код є набором апаратно-специфічних абстрактних інструкцій, у вигляді мовних апаратів (службових команд). Є можливість включення двійкового коду. Набір службових команд є прив'язаним до пристрою, що програмується, а отже потребує переробки у разі зміни апаратної платформи.

Мови програмування високого рівня в являють собою штучні мови, словник яких виконано у більш генералізованій формі. Це дозволяє коду, що написаний на подібних мовах виконуватися на багатьох апаратних платформах. Однак для цього як правило необхідна програма що перенесе високорівневий код в машинний код – компілятор. Перевагою мов високого рівня є більш зрозумілі для людини синтаксичні конструкції, що дозволяє спростити процес розробки ПЗ, а також незалежність від пристрою, на якому виконуються подібний код. Для даного проекту, необхідно обрати мову програмування високого рівня, так як однією з потреб системи є можливість працювати на різних пристроях з різними операційними системами.

Для правильного вибору, необхідно визначити які саме функції має виконувати проектоване ПЗ та які апаратні платформи будуть використані при розробці, та використанні системи. В третьому розділі було розроблено модель проектованої системи та визначено функції які вона має забезпечити:

- можливість підключення апаратних платформ за допомогою різних бездротових технологій;
- створення формату даних, що має уніфікувати параметри моніторингу з різних апаратних платформ;
- можливість підключення різних типів веб-клієнтів за допомогою публічного API;
- можливість шифрувати отримані біомедичні дані;
- забезпечення вбудованого веб-клієнта для доступу до базового функціоналу;
- можливість розгортання в хмарному середовищі з мінімальними доробками.

Не менш важливими критеріями також є популярність мови програмування, адже це прямо впливає на кількість доступної інформації та збільшує вибір готових рішень, а також відносна складність розробки. Популярність мови програмування залежить від декількох показників:

- кількості активних користувачів (програмістів);
- попиту на можливості, що надає використання тієї чи іншої мови програмування;
- наявність навчальних матеріалів у вільному доступі;
- кількість готового до використання ПЗ, розробленого за допомогою мови програмування;
- наявність додаткових вимог до роботи з мовою програмування.

Згідно з даними BusinessInsider та GitHub [\[55\]](#) , найбільш популярними мовами програмування на період 2019 року були Javascript, Python та Java.

Java – мова програмування що з'явилася в 1995 році і була розроблена в компанії Sun Microsystems для програмування різних видів побутової техніки. На даний момент розробка основних можливостей мови ведеться співтовариством програмістів на добровільних засадах. Проте специфічними доробками компілятора та віртуальної машини (Java Virtual Machine) займається компанія Oracle, якій належать права на марку Java. Oracle також

випускає так званий JDK (Java Development Kit) –комплекс програм, що призначені для організації процесу розробки та запуску програм, що написані на Java. На даний момент Java є найпоширенішою мовою програмування і додатки на її основі встановлені в більшості серверів та вбудованих пристроїв по всьому світу. Вона є основою мовою програмування на якій створено платформу Google Android. Недоліком Java є необхідність додаткового налаштування середовища розробки та встановлення віртуальної машини аби мати змогу виконувати написані програми.

Python –мова програмування що з'явилася в 1991 році як проект голландського програміста Гвідо Ван Россума. На даний момент розробка основних можливостей мови ведеться співтовариством програмістів на добровільних засадах, але Гвідо вносить корективи та керує процесом прийняття основних змін до її структури та можливостей. Мова насамперед призначена для спрощення процесу розробки а компілятор працює практично на всіх операційних системах. Існує також версія компілятора, що виконується у віртуальній машині Java для можливості використання мови для специфічних апаратних платформ. В останні п'ять років Python активно використовується для проведення математичних операцій, створення систем штучного інтелекту та програм аналізу “великих даних”.

Javascript (ECMAScript) –мова програмування що з'явилася в 1995 році, як проект компанії Netscape. Під час створення одного з перших в світі браузерів була потрібна мова програмування, що здатна об'єднати інтерфейси веб-сторінки з новими можливостями браузерів на той час: динамічним імпортом зображень, Java-апплетів. Мова повинна була відповідати можливостям серверних мов програмування таких як C та Java, але бути спрощеною у використанні, аби дозволити некваліфікованим особам розробляти додатки до веб сторінок. На даний момент являє собою реалізацію стандарту ECMAScript, який розробляється співтовариством програмістів на добровільних засадах. Ключовою особливістю Javascript є орієнтованість на компіляцію та інтерпретацію у різних програмних

середовищах. Це зумовило створення інтерпретаторів Javascript, що написані на інших мовах програмування для забезпечення можливості виконувати програми написані на ньому як на веб сторінках так і на сервері. Розвиток сторонніх інтерпритаторів дозволив використання Javascript в якості мови програмування для розробки веб-серверів, мобільних додатків а також програм управління мікроконтролерами. На даний момент Javascript є найпопулярнішою мовою програмування для втілення як серверних так і клієнтських програм (веб-сторінок, мобільних додатків)

Всі три вищезазначені мови програмування можуть бути використані для втілення серверної частини системи. Але для остаточного вибору найважливішими критеріями є:

- популярність що буде означати наявність готових рішень на основі цієї мови програмування та показником кількості спеціалістів готових до роботи з ним;
- синтаксична та емпірична складність мови програмування;
- наявність можливості кросплатформної розробки, що означає можливість розробки як серверних так і клієнтських програм на одній мові програмуванні.

Найбільш популярною мовою програмування з усіх вищезазначених є Javascript. Зростання ринку інтернет-центричного бізнесу останні роки [56] зумовив створення екосистеми розробки сервісів на її базі для цілей майже будь-яких ринкових цілей. Пристосування концепту реактивного програмування та ідеї відстеження користувацької активності в режимі реального часу призвели до створення сучасних веб-бібліотек та фреймворків, які дозволяють розробляти програми на основі Javascript для будь-якої апаратної платформи. Javascript також є одним з найбільш простих мов програмування як з точки зору досліджень синтаксичної та семантичної складності [57] [58], так і з точки зору соціальних досліджень [59]. Python, незважаючи на постійне зростання популярності всеж являється нішевою мовою програмування. Її можливо використовувати для побудови веб

сторінок за допомогою фреймворку Django, але його популярність відносно мала, навіть у порівнянні з Java, а для повноцінної розробки інтерактивних веб програм необхідне знання Javascript.

Розробка складних, високонавантажених веб-серверів є сферою де Java широко використовується як основна мова програмування. Spring є основним фреймворком для створення веб додатків, що має всі необхідні методи доступу та обробки даних, які потребуються для впровадження проекту. Однак створення повноцінних веб додатків потребує знань Javascript, а також розгортання складної допоміжної програмної інфраструктури. Java також є основною мовою програмування для створення програм для операційної системи Android, однак останні чотири роки Google закликає всіх програмістів до розробки на Kotlin. Для отримання ефективних серверів на базі Java в мультипроцесорних апаратних системах потребує налаштування управління чергами процесів за допомогою фізичного коду, що може збільшити показники продуктивності серверу при високих навантаженнях трафіку, але призводить до ускладнення процесу розробки ПЗ.

Розробка серверів на Javascript не потребує ручного управління чергами процесів, так як архітектура більшості інтерпритаторів має вбудовані механізми управління, які дозволяють значно спростити код при відносно великих показниках швидкодії. Javascript також дозволяє робити повноцінні веб-додатки, що значно спрощує розробку, адже програмістам не потрібно вивчати інші мови програмування для впровадження повноцінної інформаційної системи.

4.2 Описання програмних компонентів клієнтських програм

Основними програмними компонентами даної системи є програми клієнти, що керують процесом відбору даних від користувачів та зв'язуються з сервером через захищене з'єднання для зберігання отриманих персональних даних у зашифрованому вигляді. Сервером є програма, основною метою якої

є зберігання персональних даних та аутентифікація користувачів для подальшого проведення аналізу. Програмні компоненти для клієнтських програм будуть залежати від апаратної платформи клієнтського пристрою та операційної системи, що управляє ними. Зважаючи на архітектуру системи (Розділ 3, Рисунок 3.9), основними клієнтськими програмами будуть являтися додаток для операційної системи Android що буде збирати кардіо-дані, та веб-додаток, що дасть змогу використовувати отриману інформацію для проведення аналізу.

Додаток Android було розроблено за допомогою мови програмування Java, для спрощення персоніфікованої обробки даних ФПГ. Екран запуску складається з:

- розділу введення даних ідентифікаційних даних суб'єкта (ім'я, унікальний ідентифікатор, вік та стать);
- кнопки "пуск";
- списку останніх сканувань.

Кожен суб'єкт може вирішити, надавати чи ні свої особисті ідентифікаційні дані перед скануванням. Кнопка "Пуск" буде доступна незалежно від вибору суб'єкта, що дозволить нам збирати анонімні дані без чітко підписаної згоди, оскільки дані, отримані від датчиків без метаданих ідентифікації, не є предметом регулювання конфіденційності даних [\[50\]](#). Список останніх сканувань дає нам можливість перерахувати частоту серцевих скорочень пізніше, у разі зміни алгоритму виявлення піків або інших внутрішніх змін програми.

Рисунок 4.1 –Користувачький інтерфейс екрану запуску Android додатку

Повний алгоритм життєвого циклу програми наведений на рисунку 4.2. Після натискання кнопки «старт» розпочнеться процес сканування, зчитування кадрів камери смартфона в режимі реального часу та збереження значення червоного каналу в масиві цілих чисел. Одночасно команда «start_scan» буде надіслана на еталонний пристрій, якщо такий доступний, щоб синхронізувати періоди сканування обох пристроїв. Отриманий масив буде складатися з 300 значень, які відповідають 10 секунд тривалості сигналу на частоті дискретизації 30 Гц. Після отримання сигналу ФПГ з’явиться кнопка “Calculate heart rate”, що вказує на те, що камера відключена і дані готові до аналізу. Після натискання кнопки “Calculate heart rate” масив сигналів ФПГ буде проаналізований за допомогою підготовленого набору алгоритмів. Розрахункові значення частоти серцевих скорочень відображатимуться для кожного алгоритму окремо. Реконструйований

сигнал ФПГ відображатиметься на сторінці для емпіричного візуального аналізу, такого як виявлення артефактів руху.

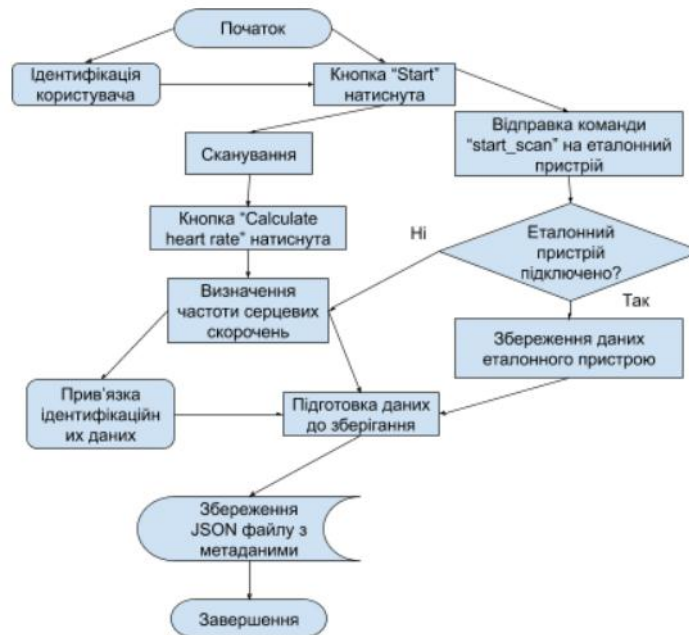


Рисунок 4.2 –Життєвий цикл Android додатку

Якщо частота серцевих скорочень визначена еталонним пристроєм доступна, вона буде збережена у масиві цілочисельних значень, що буде використано для побудови середньої частоти серцевих скорочень. Усі дані, включаючи масив сигналів ФПГ, оціночні значення частоти серцевих скорочень, частоту серцевих скорочень еталонного пристрою та метадані ідентифікації, зберігаються у файлі JSON, що забезпечує можливість повторного використання даних. Додаток розроблено за допомогою Android API v29, що дозволяє встановлювати цю програму на Android версії 7 та новішої. Компонентний підхід був використаний для побудови логіки програми. Кожен компонент незалежний один від одного, а передача даних побудована на використанні серіалізуючих інтерфейсів. Цей метод дозволяє змінювати порядок компонентів або включати модулі проміжного програмного забезпечення, не впливаючи на логіку окремих компонентів.

Алгоритми виявлення піків виконані у формі багаторазових функцій, що дозволяє використовувати їх у різних компонентах.

Arduino додаток було розроблено тільки для збору ФПГ даних та простого визначення піків за допомогою формули локального максимуму. Це рішення було прийнято зважаючи на невеликі обчислювальні характеристики мікроконтролера зважаючи на кількість відібраних даних. Система підключається до Android додатку та запускає сканування після натискання кнопки “Start” на смартфоні. Далі проходить сканування з частотою 400 Гц, яке може бути налаштоване під використання світлодіодних випромінювачів різних кольорів. Після закінчення сканування проводиться вирахування піків, для формування приблизної частоти серцевих скорочень. Після завершення сканування ФПГ дані передаються на Android пристрій з використанням Bluetooth каналу. Життєвий цикл Arduino системи наведено на Рисунку 4.3.

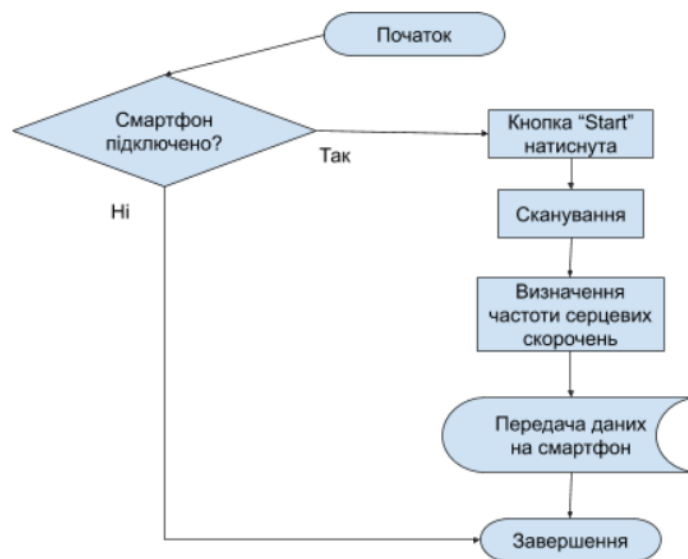


Рисунок 4.3 –Життєвий цикл Arduino системи

Веб-додаток було розроблено для можливості доступу до даних після проведення моніторингу. Його розроблено з використанням мови програмування Javascript. Завдяки використанню технології Virtual DOM (Document Object Model), яка є основою бібліотеки ReactJS було

оптимізовано процес відображення складних елементів користувацького інтерфейсу, такого як списки сканувань та графіки сигналів ФПГ. Використання компонентного підходу дозволяє розширювати інтерфейс за допомогою універсальних функціональних моделей, які створюються в одному екземплярі для кожного елементу інтерфейсу та можуть бути перевикористані. Управління даними всередині веб-додатку розроблено за принципом імутабельності даних [60], що дозволяє зменшити кількість запитів на рендерінг веб-сторінки, що збільшує швидкодію на низькопродуктивних ПК та мобільних пристроях.

Перш ніж отримати доступ до аналізу даних, користувач (суб'єкт) має пройти аутентифікацію за допомогою полів “Username” та “Unique identifier”, які він має змогу ввести на етапі сканування (Рисунок 4.4). Якщо користувача з такими ідентифікаційними даних не знайдено, йому буде показаний екран реєстрації, тоді він зможе отримати доступ до аналізу ФПГ сигналів, що не мають прив'язки до персональних даних.

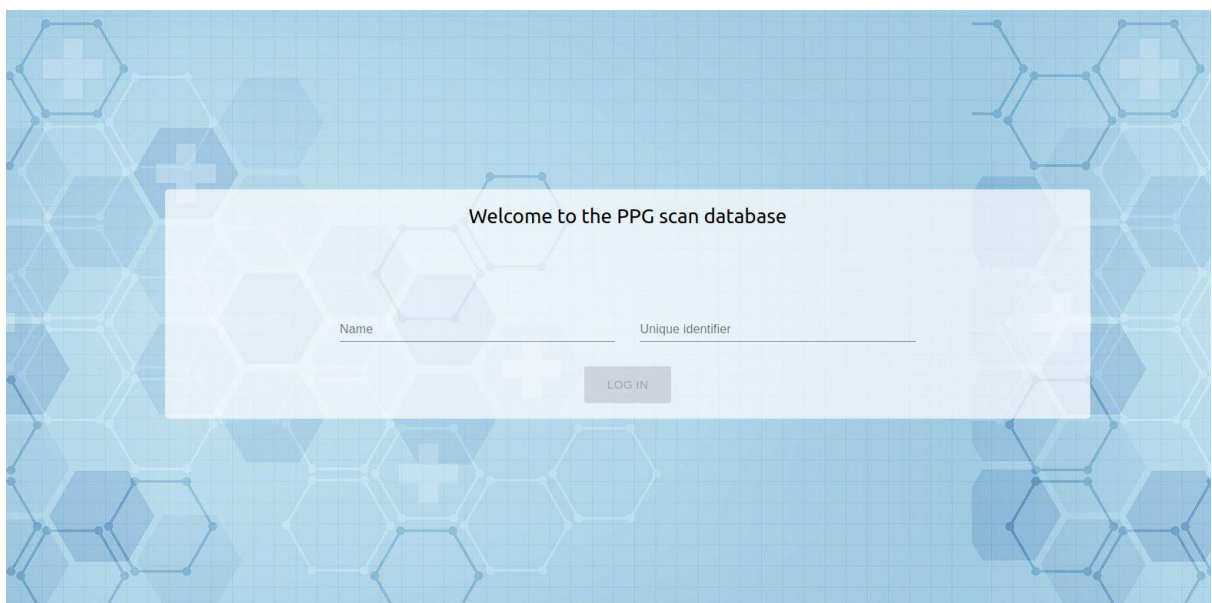


Рисунок 4.4 –Сторінка аутентифікації користувача системи

Після успішної аутентифікації користувач буде перенаправлений на персональну сторінку (Рисунок 4.5), у разі доступу к його скануванням, або на публічну сторінку, якщо це користувач що зареєструвався окремо.

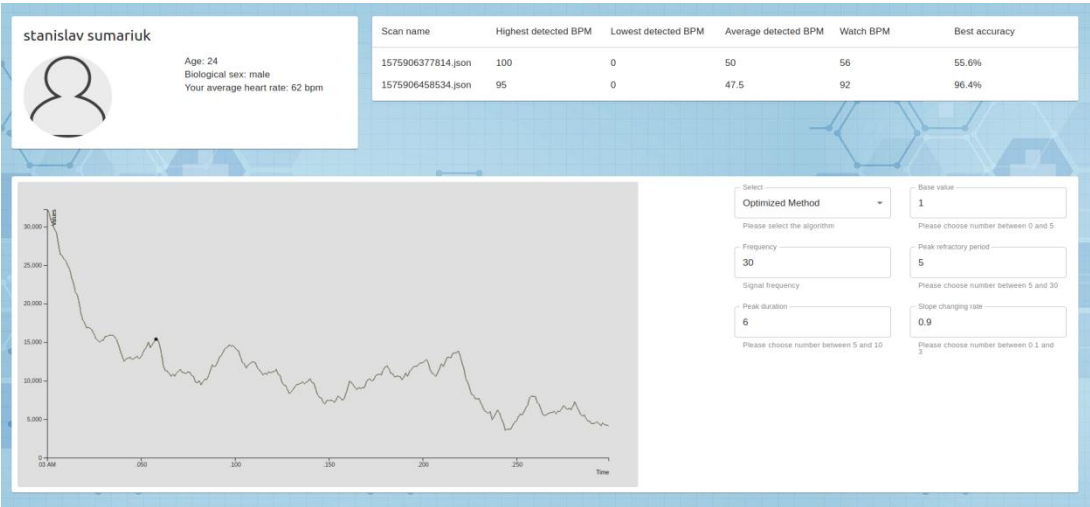


Рисунок 4.5 –Персональна сторінка користувача

Публічна сторінка (Рисунок 4.6) з даними неперсоніфікованих сканувань ФПГ, доступна як для аутентифікованих так для окремо зареєстрованих користувачів. Життєвий цикл веб клієнта представлений на рисунку 4.6.

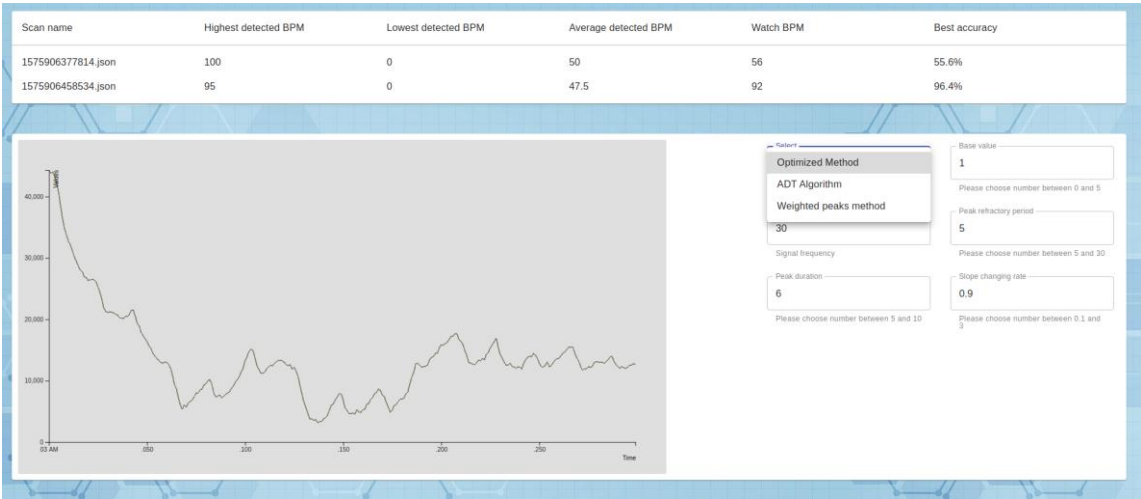


Рисунок 4.6 –Публічна сторінка неперсоніфікованих сканувань

Основною можливістю аналізу ФПГ є застосування різних алгоритмів визначення піків фотоплетизмограми, та можливість модифікувати параметри цих алгоритмів. Користувач може змінити наступний список параметрів:

- параметри емпіричних коефіцієнтів поправок;
- метод фільтрації сигналу ФПГ;
- наявність та період корекції пікового положення;
- метод підрахування частоти серцевих скорочень.

Користувач може також отримати статистичний звіт про сигнали, що представлені на сторінці, а саме:

- середню частоту пульсу що врахована зі значень еталонного пристрою, або алгоритму що показав найбільшу точність;
- середній вік серед усіх сканувань;
- вік та стать суб'єкту окремого сканування;
- відсотковий показник точності визначеної алгоритмом частоти серцевих скорочень, за умови наявності даних від еталонного пристрою.

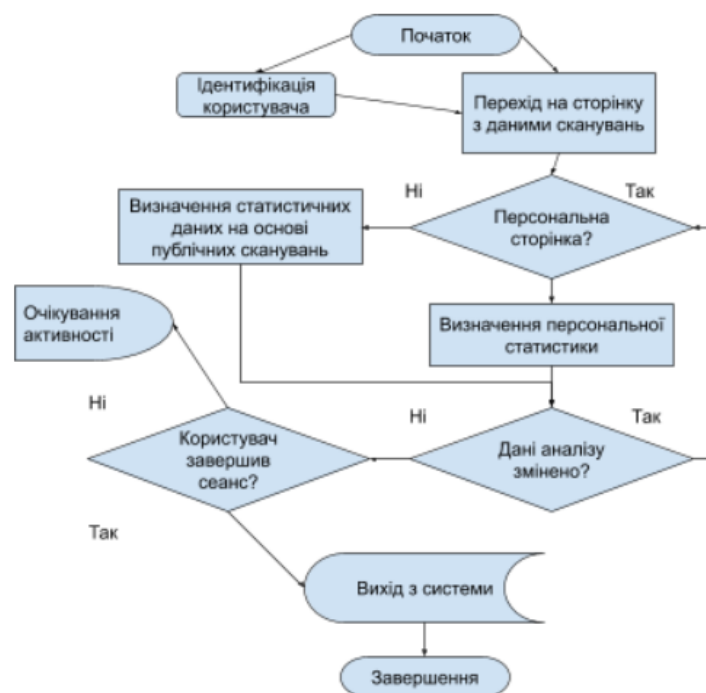


Рисунок 4.7 –Життєвий цикл веб-додатку

Так як алгоритми визначення піків ФПГ розроблені у вигляді розширюваних функцій, модифікація окремих параметрів не потребує їх зміни для кожного алгоритму окремо. Використання компонентного підходу до розробки елементів користувацького інтерфейсу дозволяє скоротити час для введення нових алгоритмів та стадій аналізу ФПГ сигналів.

Взаємодія клієнтських програм з сервером відбувається через створення захищеного HTTPS з'єднання та передачі даних шляхом використання архітектури публічних API. Більш детально роботу серверу та взаємодії з використанням публічного API буде наведено у підрозділі 4.3.

4.3 Описання програмних компонентів серверу

Екосистема мови програмування Javascript налічує тисячі рішень для виконання різного роду функціоналу [30]. Найбільш популярною технологією для розробки серверів, що донедавна була безальтернативною, є NodeJS –середовище виконання Javascript, яка дозволяє використовувати апаратні можливості різних операційних систем та пристроїв. Кожний виклик апаратної або програмної функції називається подією (Event), що має контрольовані параметри вводу-виводу даних. NodeJS використовує інтерпритатор V8 Engine який розроблений компанією Google для оптимізації процесу обробки веб-сторінок в браузері Chrome. Принцип роботи NodeJS полягає у створенні циклу подій (Event Loop), який синхронізує події, що викликані функціями коду з вбудованими можливостями системи в яку він встановлений, наприклад зчитування-запис даних в пам'ять, відкриття та закриття TCP підключень (Рисунок 4.8). Синхронізація відбувається за рахунок формування черги запитів на виконання події (Event Queue), та виконання запитів в стеку запитів (Call Stack). Подія спершу потрапляє до Event Queue, і може бути відтермінована

за потреби у Call Stack. Відтермінування відбувається якщо подія потребує доступу до можливостей системи які є блокуючими для процесу (зчитування або запис даних на в пам'ять), та якщо параметри події передбачають реалізацію асинхронного методу. Сутність асинхронного методу полягає у тому, що виконання блокуючих операцій відбувається у окремому потоці інтерпритатора та не впливає на виконання іншого коду. Це дозволяє збільшити кількість одночасних операцій що виконуються без потреби створювати механізми управління потоками вручну.

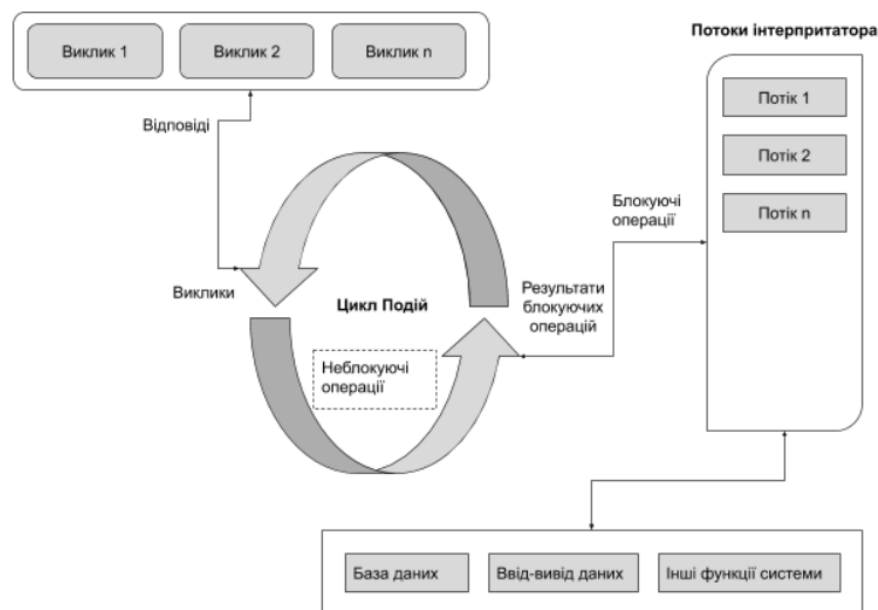


Рисунок 4.8 –Схема принципу дії NodeJS

Незважаючи на те що процеси NodeJS є однопотоковими, інтерпритатор дозволяє використовувати багатопоточну систему виконання операцій завдяки розділенню блокуючих та неблокуючих операцій. Для систем з багатьма процесорами такий підхід дозволяє розгорнути клони програми, що будуть оптимально розділяти вхідне навантаження, що у випадку веб серверів є кількістю вхідних підключень. Використання NodeJS для серверу надасть можливість одночасної обробки великої кількості

підключень від клієнтських пристроїв. Процес клонування програми можна автоматизувати за допомогою вбудованої функції Cluster.

На даний момент існує два основних підходи до зберігання інформації в базах даних:

- реляційний, коли дані зберігаються у вигляді таблиць, що пов'язані між собою ключовими полями;
- нереляційні, коли дані представлені у вигляді повноцінних документів.

Реляційні бази даних потребують фіксованої структури даних (Рисунок 4.9) , що має бути задана до початку запису інформації. Для отримання інформації з подібних баз даних необхідно використовувати спеціальну мову –SQL (Structured Query Language), що призводить до необхідності створення додаткового шару перетворення даних. Зміна структури таблиці не може бути виконана для одного окремого елементу, і має бути виконана для всіх інших елементів. Масштабування подібних баз даних, незважаючи на їхню швидкодію, може бути оптимально виконане тільки шляхом додавання більшої кількості обчислювальних ресурсів, що знижує гнучкість системи після впровадження.

	allocation_unit_id	type	type_desc	container_id	data_space_id	total_pages	used_pages	data_pages
82	844424932884480	1	IN_ROW_DATA	844424932884480	1	0	0	0
83	844424933408768	1	IN_ROW_DATA	844424933408768	1	2	2	1
84	844424935768064	1	IN_ROW_DATA	844424935768064	1	0	0	0
85	1125899909070...	1	IN_ROW_DATA	1125899909070...	1	17	10	8
86	7177611906514...	2	LOB_DATA	281474980642816	1	12	6	0
87	7205759403799...	1	IN_ROW_DATA	281474980511744	1	2	2	1
88	7205759403805...	1	IN_ROW_DATA	562949957222400	1	2	2	1
89	7205759403819...	1	IN_ROW_DATA	281474983067648	1	2	2	1
90	7205759403825...	1	IN_ROW_DATA	562949959778304	1	2	2	1

Рисунок 4.9 –Таблиця реляційних баз даних

Нереляційні бази даних зберігають інформацію у вигляді документів, що виражають їх структуру у форматі об'єкту (Рисунок 4.10) з набором

властивостей. Навідміну від реляційних баз даних, структура документа не має бути визначена до початку використання системи і може бути модифікована у будь-який час, без необхідності зміни інших документів. Для отримання інформації необхідно використовувати набір операцій, що дозволяє вбудовувати функції управління даними напряму до серверних функцій. Масштабування відбувається двома способами, додаванням більшої кількості обчислювальних ресурсів та збільшенням кількості серверів баз даних, що дозволяє обчислювати більшу кількість запитів одночасно.

```

_id: ObjectId("5c0fe73e6fca292d167c5cbc")
  location: Object
    string: "Oakland Coffee Shop, Union Street, Окленд, Калифорния, США"
    loc: Object
      googlePlace: true
      details: Object
    when: Object
      date: 2019-04-11T16:05:00.000+00:00
      duration: 0
      timezone: Object
        name: "PDT (-07:00) Pacific Daylight Time"
        abbreviation: "PDT"
        UTCOffset: 420
      plusPayment: Object
        amount: Object
        info: Object
        status: false
        saleState: ""
    theme: Object
      title: "Sip & See Tea Party"
      description: ""
      private: true

```

Рисунок 4.10 Документ нереляційних баз даних

Біомедичні дані є окремим типом інформації, що характеризується високим ступенем специфічності даних, інтерпретація яких залежить від параметрів суб'єкту який став джерелом цих даних. Прикладом можуть бути фотоплетизмограми з різними параметрами вираженості діастолічної долини [61], період та амплітуда яких залежить від віку людини. Залежність інтерпретації даних від параметрів суб'єкта спричиняє необхідність створення великої кількості метаданих, які доповнюють дані основного моніторингу для досягнення більшої точності аналізу. Доцільність використання нереляційних баз даних для зберігання біомедичних даних було досліджено в роботі “Applying NoSQL Databases for Operationalizing

Clinical Data Mining Models” від Marcin Grzegorz Mazurek [62] та в роботі “Are NoSQL Data Stores Useful for Bioinformatics Researchers” від Borong Shao [63]. Зважаючи на вищевказані фактори, було обрано нереляційну базу даних MongoDB, як основну програмну платформу зберігання інформації.

Завдання серверу—прийом та відправка даних фотоплетизмографічних сканувань та аутентифікація користувачів. Для забезпечення уніфікації методів доступу до даних для різних клієнтських програм, серверна архітектура заснована на принципах мікросервісів [63]. Ця архітектура дозволяє виділити кожний функціональний елемент програми серверу у незалежний компонент, який може працювати окремо. Це дає змогу змінювати конфігурацію серверу тільки для компонентів, що потребують її, тим часом робота інших мікросервісів залишиться незмінною. Також використання подібної архітектури збільшує надійність серверу в цілому, так як відключення одного з елементів не викличе критичної помилки в інших, так як комунікація між ними відбувається за рахунок каналу з серіалізованими повідомленнями, що прямо не впливають на їхню роботу.

Основною функцією сервера є зберігання кардіо-даних отриманих від клієнтських програм та аутентифікація користувачів. Для оптимізації зберігання інформації та забезпечення можливості обробляти інформацію отриману з різних клієнтських програм було розроблено універсальну структуру документу кардіо-даних. Формат документу засновано на стандарті JSON [64], що активно використовується для обміну даних між різними програмними середовищами. Документ включає в себе наступні елементи (Рисунок 4.11):

- fileName. Поле що призначене для генерації імені файлу в системі;
- userName. Ім'я користувача;
- userUniqueIdentifier. Ідентифікатор користувача;
- userAge. Вік користувача;
- userBiologicalSex. Біологічна стать користувача;

- rawPPG. Дані сигналу ФПГ;
- modifiedADT. Результат роботи алгоритму;
- bandpassFilteredADT. Результат роботи алгоритму;
- weightedPeaksAverageBPM. Результат роботи алгоритму;
- ethalonBPM. Частота серцевих скорочень, що була отримана від пристрою-еталону;
- lowLight. Низька освітленість;
- fingerMovement. Наявність артефакту руху.

Ім'я файлу генерується на основі дати проведення сканування. Персональні дані в полях “userName”, “userUniqueIdentifier” підлягають шифруванню за стандартом AES256 [65].

```
{
  fileName: { type: String, default: 'undefined' },
  userName: { type: String, default: 'undefined' },
  userUniqueIdentifier: { type: String, default: 'undefined' },
  userAge: { type: Number, default: 18 },
  userBiologicalSex: { type: String, default: 'undefined' },
  rawPPG: { type: Array, default: [] },
  modifiedADT: { type: Number, default: 0 },
  bandpassFilteredADT: { type: Number, default: 0 },
  weightedPeaksAverageBPM: { type: Number, default: 0 },
  ethalonBPM: { type: Array, default: [] },
  lowLight: { type: Boolean, default: false },
  fingerMovement: { type: Boolean, default: false }
},
```

Рисунок 4.11 – Структура документу сканування

Сервер розгортається на ПК або у хмарному сервісі, та приймає дані за допомогою HTTPS протоколу, що гарантує рівень безпеки з’єднання. Персональні дані проходять процес шифровки, файл оновлюється допоміжними метаданими для оптимального доступу в базі даних. Якщо в збереженому файлі поля “userName” та “userUniqueIdentifier” не є введенними, система розцінює їх як публічні і подібні файли сканувань стають доступні у публічній секції веб-додатку. Аутентифікація користувацької сесії відбувається за стандартом RFC 7519(JSON Web Token) [66], що

дозволяє зберігати інформацію користувача у зашифрованому вигляді без використання сесій та кукі-файлів, що дає змогу оптимізувати процес доступу до системи з різних пристроїв. Взаємодія з клієнтськими програмами відбувається шляхом використання архітектури публічних API (Рисунок 4.12).

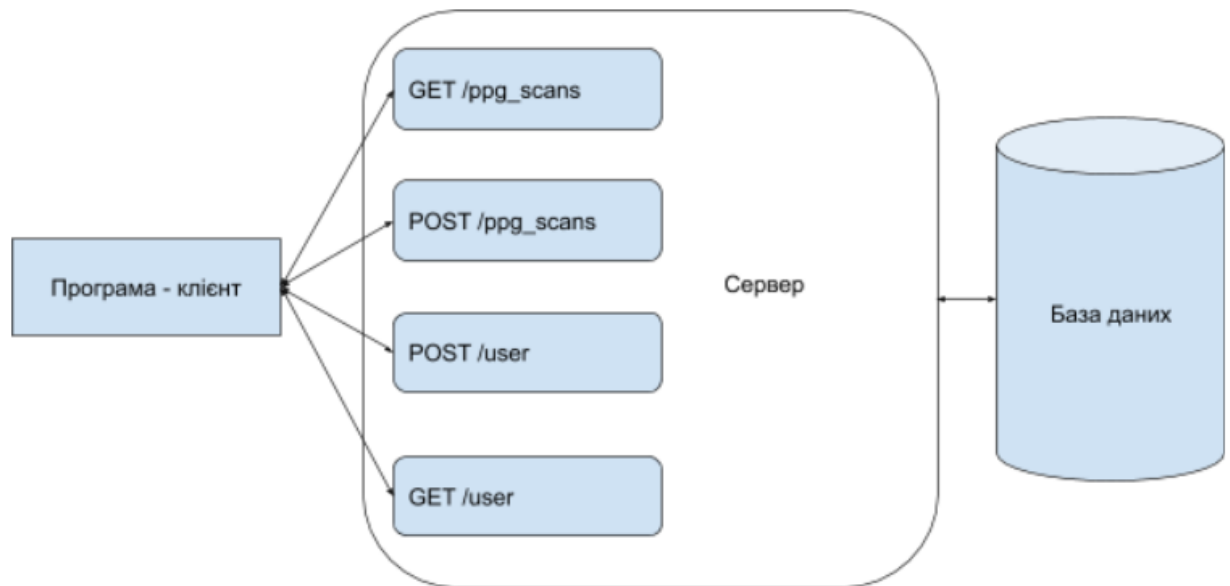


Рисунок 4.12 –Серверна архітектура

Архітектура публічних API дозволяє отримувати та передавати дані використовуючи незалежні точки доступу, що мають чітку структуру параметрів. Основною перевагою такого підходу є уніфікація процедури доступу до даних сервера, та гарантія взаємодії з пристроями та програмами, які здатні сформулювати запит.

4.4 Висновки

Зважаючи на вищевказані особливості проект може бути використано у навчальних закладах різного типу, зокрема школи, при вивченні курсу біології, фізики, інформатики, а також в університетах та профільних

навчальних закладах під час вивчення курсів обробки сигналів, біомедицини та біомедичної інформаційної інфраструктури.

Дозволяє використовувати її не тільки у навчальних закладах, а і у закладах медичного обслуговування для забезпечення додаткового моніторингу стану здоров'я пацієнта з можливістю отримання історичних статистичних даних.

5 ЕКОНОМІЧНА ЧАСТИНА

5.1 Огляд біомедичних технологій як сфери науки

Біомедицина є сферою науки, що активно розвивається. Згідно з даними журналу *Annals of Biomedical Engineering*, який веде свою історію з 1972 року, кількість наукових робіт з цієї дисципліни неухильно зростає останні 10 років, починаючи з приблизно 200 робіт у 2004, закінчуючи більш ніж 1200 роботами у 2019 [\[67\]](#). Такий розвиток пов'язаний зі зростанням важливості аналізу біологічних сигналів в діагностиці захворювань. Апарати магнітно-резонансної томографії, ультразвукова діагностика та кардіографи стали невід'ємною частиною сучасних медичних закладів, а точність даних стає більшою. Інновації в сфері електроніки та програмного забезпечення дали можливість аналізувати більші об'єми даних, з урахуванням історичних вибірок та дозволили отримувати персональні рекомендації, зважаючи на отримані результати. Загальний тренд на мініатюризацію електроніки зумовив різкий розвиток індустрії компактних біосенсорів, таких як сенсори температури, фотоплетизмографічні сенсори моніторингу частоти серцевих скорочень та інші.

5.2 Опис проектованої системи та перелік необхідних матеріалів

Основною метою проекту є побудова прототипу системи моніторингу та обробки біомедичних даних. Система має використовувати бездротові мережі як основний метод передачі даних, а також формувати дані у вигляді універсальних інформаційних пакетів, що можуть бути оброблені на різних апаратних платформах, таких як смартфони, веб-сервери, персональні комп'ютери. Головними компонентами системи є електронно-оптичні сенсори, що формують фотоплетизмографічний сигнал, який дає змогу слідкувати за зміною частоти серцевих скорочень людини. Так як однією із

цілей проекту є побудова простої, економічно-доцільної системи моніторингу та обробки біомедичних даних сенсори були обрані зі списку так званих Arduino-сумісних пристроїв.

Arduino однією з основних платформ для прототипування універсальних електронних систем та інтернету речей (IoT), згідно з даними консалтингової фірми Global Market Insights [\[68\]](#). Для підвищення рівня модифікованості та ремонтпридатності системи, сенсори будуть зібрані на контактній платформі (breadboard). Програмне забезпечення проекрованої системи буде включати в себе аплікацію для Android смартфонів, керуючий код для Arduino сенсорів а також веб-сервер для статистичної обробки та модифікування параметрів аналізу отриманих даних. Android-додаток дасть змогу використовувати систему без доступу до лабораторії, на персональних пристроях студентів.

Нижче наведено перелік основних матеріалів та пристроїв необхідних для побудови системи:

- Android смартфон;
- Arduino-сумісні сенсори;
- Arduino-сумісний Bluetooth передавач;
- контактна платформа;
- електричні конектори.

Беручи до уваги, що в даній роботі розглядається прототип системи, яка може бути використана у навчальних цілях, а саме для спрощення доступу студентів до практичного примінення методів аналізу біомедичних сигналів.

Таблиця 5.1 –Опис ідеї

Зміст ідеї	Напрямки застосування	Вигоди для споживачів (користувачів)
Система моніторингу та обробки біомедичних даних. Дані отримуються з різних апаратних платформ, таких як Arduino сенсори або Android смартфон. Дані завантажуються на сервер (локальний, або віддалений). На веб-сторінці доступу до серверу є можливість налаштування параметрів аналізу отриманих даних, а також збору	Науковий	Простота доступу до системи. Відносно низька собівартість реалізації. Аналіз виконується на реальних даних.
	Навчальний	Простота доступу до системи. Відносно низька собівартість реалізації. Можливість використання аналізованих даних при вивченні біомедицинських дисциплін
	Медичний	Можливість використання аналізованих даних для моніторингу зміни стану здоров'я пацієнта

5.3 Огляд ринку біомедичних технологій

Дослідження ринку біотехнологій 2014-2020, проведене компанією “Grand View Research” [2] показують що світовий ринок тільки цифрової біомедицини в 2020 досягнув капіталізації у 144.8 мільярдів доларів США. Лідерами є США, Канада, Велика Британія, Німеччина та Іспанія, з показниками зростання індустрії у 28% на рік. Дані Американського Бюро Зайнятості [3] повідомляють про 5% приріст кількості кваліфікованих працівників щороку, що дає підстави вважати, що на даний час індустрія потребує більше спеціалістів ніж випускається з навчальних закладів.

Таблиця 5.2 –Попередня характеристика потенційного ринку

№	Показники стану ринку (найменування)	Характеристика
1	Головні конкуренти	Локальні системи аналізу медичних даних в лікарнях
		Системи аналізу радіосигналів

Продовження таблиці 5.3

№	Показники стану ринку (найменування)	Характеристика
2	Динаміка ринку (якісна оцінка)	зростає
3	Наявність обмежень для входу (вказати характер обме-жень)	Недостатній рівень інтеграції з існуючими медичними платформами. Не
4	Специфічні вимоги до стандартизації та сертифікації	Обробка персональних даних; Сертифікація оптичних пристроїв вимірювання пульсу.

5.4 Визначення груп потенційних клієнтів

Проектована система націлена на використання у навчальних закладах як частина практичних занять, теоретичних лекцій та лабораторних практикумів. Даний проект є системою, складові (апаратні та програмні) якої можуть бути змінені за потреби. Зокрема програмне забезпечення веб-серверу є універсальним для різних операційних систем, та обробляє дані незалежно від джерела походження, за умови правильного форматування. Зважаючи на вищевказані особливості проект може бути використано у навчальних закладах різного типу, зокрема школи, при вивченні курсу біології, фізики, інформатики, а також в університетах та профільних навчальних закладах під час вивчення курсів обробки сигналів, біомедицини та біомедичної інформаційної інфраструктури.

Комплекс рішень, представлений у проектованій системі, а саме веб-сервер з авторозгортанням веб-сторінки та публічним API, набір сенсорів та методики розробки протоколів форматування даних, дозволяє використовувати її не тільки у навчальних закладах, а і у закладах медичного обслуговування для забезпечення додаткового моніторингу стану здоров'я пацієнта з можливістю отримання історичних статистичних даних.

Таблиця 5.3. –Попередня характеристика потенційних клієнтів

Потреба, що фор-мує ринок	Цільова аудиторія (цільові сегменти ринку)	Відмінності у поведін-ці різних потенційних цільових груп клієнтів	Вимоги спожива-чів (користувачів)
Спрощення доступу до наукового аналізу; Створення наочних моделей дисциплін, що вивчаються	Навчальні заклади	Студенти: основна вимога – сучасний інтерфейс, простий спосіб доступу. Викладачі: основна вимога – чітка документацію, можливість розширення функціоналу	Простота використання; Можливість розширення функціоналу;
Отримання додаткових медичних даних про пацієнтів	Медичні заклади	Медичний персонал: основна вимога – чітка документація, простий інтерфейс Керівники медичних закладів: основна вимога – простота інтеграції з наявними медичними системами Пацієнти: основна вимога – захист персональних даних	Простота використання; Захист персональних даних; Можливість історичного аналізу даних; Простота інтеграції з наявними медичними системами

5.5 Розробка ринкової стратегії проекту

Ринкова стратегією прийнято вважати сукупність заходів (маркетингових, економічних, промислових) які націлені на зайняття або розширення сегменту ринку, збільшення кількості споживачів або збільшення прибутку від реалізації товару або послуги. Проект ринкової стратегії – перелік положень, що коротко описують цільовий ринок, спосіб позиціонування товару і величини обсягів продажу, яких планується досягнути за перші кілька років реалізації товару.

- стратегія залучення споживачів – робить ставку на рекламу і стимулювання кінцевих споживачів з метою створення стійкого попиту на товар. Якщо ця стратегія виявилася ефективною, споживачі запитуватимуть товар у роздрібних або оптових продавців, а ті своєю чергою – у виробника.

- стратегія «зняття вершків» – встановлення високої первинної ціни на новий товар, щоб поступово отримати максимальний прибуток з усіх сегментів ринку, готових заплатити високу ціну. Це забезпечує компанії менші обсяги продажу за більшого прибутку з кожного продажу.

- стратегія корпоративних марок – стратегія відносно торгових марок, за якої компанія використовує свою назву як переважну марочну назву для всіх своїх товарів.

- стратегія марочного спектра – стратегія відносно торгових марок, за якої компанія розробляє спектр марочних назв для різних товарних груп.

- стратегія міцного впровадження на ринок – встановлення низької ціни на новий товар з метою залучення більшої кількості покупців і завоювання великої частки ринку.

- стратегія проштовхування товару – стратегія просування товару з використанням засобів стимулювання збуту і заохочення торгового персоналу. Виробник сприяє просуванню товару до оптовиків, оптовики – до роздрібних продавців, останні – до покупців.

- стратегія створення марок компанії та індивідуальних марок – підхід до створення торгових марок, заснований на назві компанії та індивідуальних марочних назвах.

- стрижнева стратегія – спрямована на те, щоб виявити групу споживачів, в очах яких фірма/продукт/послуга користуватиметься безперечною перевагою, а потім позиціонувати себе на цьому ринку.

Проектована система являє собою програмний продукт, з можливістю підключення різних апаратних платформ. Наявність публічного API та можливість розгортання інфраструктури системи у хмарних сервісах є ознаками “Програмного забезпечення як сервісу”(SaaS). Основними ринковими стратегіями для даного типу продукту є стратегія міцного впровадження та стрижнева стратегія. Зважаючи на те, що результатом проекту буде програмне забезпечення засноване на засадах вихідного коду вільного доступу, можна Виділити наступні кроки впровадження ринкової стратегії:

- виділення ринку програмного забезпечення для навчальних закладів як основного;
- розповсюдження базової версії програмного забезпечення у вигляді вихідного коду вільного доступу;
- отримання статистичної інформації та відгуків клієнтів;
- доробка програмного забезпечення згідно відгуків та зауважень;
- створення комерційного продукту –хмарного сервісу на основі проекрованої системи;
- вихід на ринок медичних закладів.

Виходячи з інформації про ринок, модель можливої ринкової стратегії, можна зібрати необхідну інформацію для виконання SWOT-аналізу проекту. Так як позитивні сторони проекту були охарактеризовані у минулих розділах, доцільно буде розглянути його слабкі сторони та загрози для подальшого впровадження. Найважливішою слабкою стороною є необхідність налаштування апаратної та мережевої інфраструктури для забезпечення

роботи системи. ПЗ встановлюється на одному, чи багатьох комп'ютерах, мережі доступу яких мають дозволяти підключення сторонніх пристроїв. Для можливості проводити історичний аналіз та порівняльний аналіз даних, система має зберігати персональні дані, що в свою чергу потребує розробки протоколів доступу та бланків персональної згоди на обробку інформації.

Таблиця 5.4 –SWOT-аналіз

Сильні сторони:	Слабкі сторони:
–Простота доступу –Можливість кастомізації –Можливість аналізу персональних даних ізольовано від інших користувачів –Шифрування персональних даних	–Необхідність налаштування інфраструктури –Невеликий стартовий набір функцій аналізу –Збереження персональних даних
Можливості:	Загрози:
–Розширення функціоналу за допомогою додатків –Вихід на ринок медичних закладів	–Недостатні технічні характеристики персональних комп'ютерів

Таблиця 5.5 –Вибір цільових груп потенційних споживачів

№ п/п	Опис профілю цільової групи потенційних клієнтів	Готовність споживачів сприйняти продукт	Орієнтовний попит в межах цільової групи (сегменту)	Інтенсивність конкуренції в сегменті	Простота вхо-ду у сегмент
1	Студенти	Висока	Високий	Мала	Середня
2	Навчальні заклади	Середня	Високий	Мала	Середня
3	Медичні заклади	Мала	Середній	Середня	Мала
Які цільові групи обрано: Студенти, Навчальні заклади					

5.6 Визначення стейкхолдерів проекту

Проект на даній стадії є науковим, з практично відсутніми модифікаціями для потреб конкуруючого ринку. В зв'язку з цим, основними стейкхолдерами будуть особи та організації, що безпосередньо використовують систему. На першому етапі прямо впливати на проект будуть викладачі та лаборанти, що будуть його впроваджувати, а також навчальні заклади, які будуть його використовувати. Їх основними інтересами будуть ціна робіт та інфраструктурна складність системи у разі примінення. Важливою групою стейкхолдерів після впровадження проекту стануть студенти, для яких основними критеріями оцінки стануть простота інтерфейсу, та варіативність сценаріїв використання. В медичній сфері стейкхолдери будуть розподілятися за схожим механізмом – від організацій на етапі впровадження, до пацієнтів та медичних працівників після інтеграції системи. Стейкхолдерами сфери опосередкованого впливу є профільні міністерства та міжнародні організації, основними вимогами яких будуть захист персональних даних та можливість інтеграції системи з існуючою медичною інформаційною інфраструктурою.

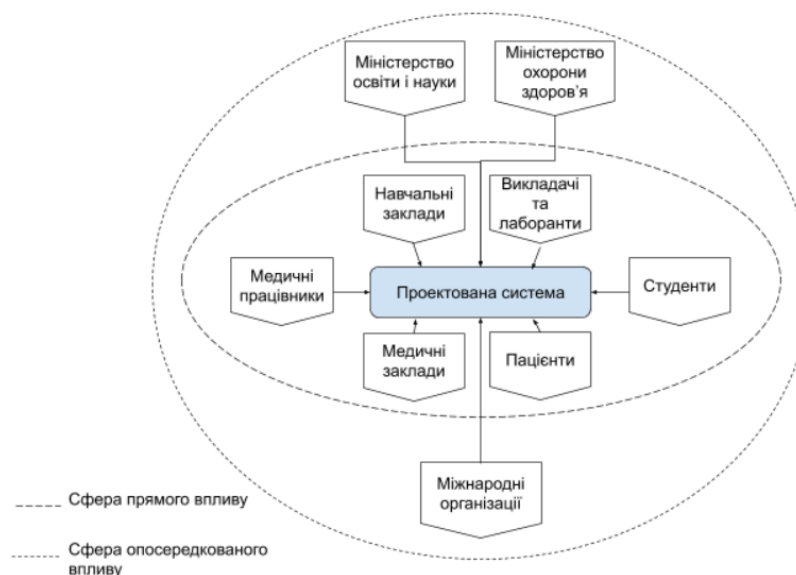


Рисунок 5.1 Карта стейкхолдерів проекту

5.7 Розрахунок собівартості проекту

Згідно з положеннями наказу № 545 “Про затвердження Методики визначення вартості наукових робіт” Міністерства України з питань Надзвичайних Ситуацій від 22 липня 2008 р., розрахунок витрат що включаються до собівартості наукових робіт складається з наступних секцій:

- матеріальні витрати (з вирахуванням вартості зворотних відходів);
- витрати на оплату праці;
- відрахування на соціальні заходи;
- амортизація основних фондів та нематеріальних активів;
- інші витрати.

Для уточнення параметрів розрахунку секцій було використано методичні вказівки “Методичні рекомендації щодо виконання економічного розділу дипломного проекту здобувачами вищої освіти технічних спеціальностей за освітнім ступенем «магістр»”.

5.8 Розрахунок витрат на оплату праці

До статті "Витрати на оплату праці" належать витрати на виплату основної та додаткової заробітної плати керівникам відділів, лабораторій, секторів і груп, науковим, інженерно-технічним працівникам, конструкторам, технологам, креслярам, копіювальникам, лаборантам, робітникам, студентам, аспірантам та іншим працівникам, безпосередньо зайнятим виконанням конкретної теми, обчисленої за посадовими окладами, відрядними розцінками, тарифними ставками згідно з діючими в організаціях системами оплати праці, включаючи будь-які види грошових і матеріальних доплат, які належать до елемента "Витрати на оплату праці". Даний проект може бути виконаний науковим спеціалістом у галузі біомедицини, електроніки або програмування, з кваліфікаційним рівнем магістра, або вище, з рекомендаціями керівника наукового відділу, для

забезпечення необхідних умов реалізації в конкретних умовах навчального закладу.

Згідно з постановою Кабінету Міністрів України №822 “Про оплату праці педагогічних, науково-педагогічних та наукових працівників закладів і установ освіти і науки” від 10 липня 2019 р. і доповненнями із постанови Кабінету Міністрів України №1044 “Про внесення змін до постанови Кабінету Міністрів України від 10 липня 2019 р. № 822 та зупинення її дії” від 15 листопада 2019 р., та постанови Кабінету Міністрів України №750 “Про підвищення оплати праці працівників установ, закладів та організацій бюджетної сфери” від 26 серпня 2020 р., в державних наукових закладах визначено наступну схему посадових окладів (без урахування надбавок та премій) науково-педагогічних працівників на період до 2023 року [\[69\]\[70\]\[71\]\[72\]](#).

Таблиця 5.6 Схема посадових окладів науково-педагогічних працівників

Найменування посади	Коефіцієнт визначення посадового окладу (ставки заробітної плати) у співвідношенні до прожиткового мінімуму для працездатних осіб на 1 січня календарного року, розмір посадового окладу, (грн.).			
	2020 рік	2021 рік	2022 рік	2023 рік
Прожитковий мінімуму для працездатних осіб на 1 січня календарного року	2 102	2 270	2 445	—
Завідувач: аспірантури, докторантури, інтернатури, підготовчого відділення; викладач-стажист	3,13 / 6 579	3,75 / 8 513	4,38 / 10 709	5
Викладач, асистент, вчений секретар, старший викладач; керівник навчально-наукового або науково-виробничого центру	3,76 / 7 904	4,5 / 10 215	5,26 / 12 861	6
Доцент; професор	4,51 / 9 480	5,4 / 12 258	6,31 / 15 428	7,2

Продовження таблиці 5.6

Найменування посади	Коефіцієнт визначення посадового окладу (ставки заробітної плати) у співвідношенні до прожиткового мінімуму для працездатних осіб на 1 січня календарного року, розмір посадового окладу, (грн.).			
	2020 рік	2021 рік	2022 рік	2023 рік
Керівник навчально-наукового або науково-виробничого інституту; керівник закладу післядипломної освіти для осіб з вищою освітою (у тому числі з освітньо-кваліфікаційним рівнем молодшого спеціаліста), обов'язковість підвищення кваліфікації яких передбачена законом; завідувач кафедрою (професор), декан, керівник філії	5,41 / 11 372	6,48 / 14 710	7,57 / 18 509	8,64
Ректор	8,12 / 17 068	9,72 / 22 064	11,36 / 27 775	12,96

Згідно з Законом України про державний бюджет 2020 року, чинний від 04.10.20 [\[73\]](#), ЄСВ визначено у розмірі 22% від ставки заробітної плати, або інших фінансових стимулів фізичної особи, яка є працівником.

Таблиця 5.7 –Склад, чисельність та фонд заробітної плати виробничих працівників

Категорії працівників	Наявна чисельність, осіб		Тарифна ставка за розрядом виконуваних робіт, грн / годину	Ефективний фонд робочого часу, годин	Тарифний заробіток, грн.	Преміальний відсоток до тарифного заробітку	Розмір премії, грн.	Річний фонд заробітної плати, грн.	ЄСВ, грн.
	за зміну	на добу							
1	2	3	4	5	6	7	8	9	1

Продовження таблиці 5.7

Категорії працівників	Наявна чисельність, осіб		Тарифна ставка за розрядом виконуваних робіт, грн / годину	Ефективний фонд робочого часу, годин	Тарифний заробіток, грн.	Преміальний відсоток до тарифного заробітку	Розмір премії, грн.	Річний фонд заробітної плати, грн.	ЄСВ, грн.
	за зміну								
Виробничі працівники, в тому числі: 1. Основні працівники	1	1	63	8	10215	10%	1021.50	137253.60	30195,80
2. Допоміжні працівники									
3. Черговий та ремонтний персонал	0	0							
Разом виробничих працівників	1	1	X	X	X	X		137253.60	30195,80

Таблиця 5.8 –Склад, чисельність та фонд заробітної плати адмінперсоналу

Посада	Кількість осіб	Посадовий оклад, грн	Преміальний відсоток до окладу, %	Сума премії грн	Місячна заробітна плата, грн	Річний фонд оплати праці, грн	ЄСВ, грн
1	2	3	4	5	6	7	8
Професор (Керівник наукового відділу)	1	12258	10%	1225.80	13483,80	161805,60	35597,23

Разом управлінськог о персоналу	1		X				
--	---	--	---	--	--	--	--

5.9 Розрахунок матеріальних витрат

До матеріальних витрат належать:

- вартість сировини та матеріалів, які придбані у сторонніх підприємств, установ і організацій та входять до складу вироблюваної продукції, утворюючи її основу, або є необхідними компонентами під час виконання НДДКР;
- вартість покупних матеріалів, що використовуються під час проведення НДДКР для забезпечення нормального проходження технологічного процесу та пакування продукції або витрачені на інші виробничі та господарські потреби;
- вартість покупних комплектуючих виробів і напівфабрикатів, що підлягають монтажу або додатковій обробці у рамках проведення НДДКР.

Транспортно-заготівельні витрати визначено згідно тарифів національної поштової компанії “Укрпошта” [74], зафіксованих на момент 1 листопада 2020 р, для посилок, вага яких не перевищує 0.5 кг, і становлять 25.20 грн.

Таблиця 5.9 – Розрахунок матеріальних витрат

Матеріальні витрати	Норматив у розрахунку на один. продук. (послуг)	Виробнича програма	Обсяг сировини	Ціна	Сума грн
1	2	3	4	5	6
Електричний конектор	20	-	40	1	40

Контактна платформа	1	-	2	30	60
---------------------	---	---	---	----	----

Продовження таблиці 5.9

Матеріальні витрати	Норматив у розрахунку на один. продук. (послуг)	Виробнича програма	Обсяг сировини	Ціна	Сума грн
Смартфон ZTE BLADE L8 1/16GB Blue [75]	1	-	1	1500	1500
Сенсор MAX30100 [76]	1	-	1	88	88
Сенсор MAX30102 – MH-ET LIVE [77]	1	-	1	97	97
Arduino nano контролер [78]	2	-	2	125	250
Транспортно-заготівельні витрати	3	-	3	25.20	75.60
Разом	-	-	-	-	2110.60

Термін розробки і впровадження проекту становить 3 місяці. Згідно з ДБН В.2.2-3:2018 «Будинки і споруди. Заклади освіти» [\[79\]](#), площа лабораторії загальнотеоретичного профілю в закладах вищої освіти та інститутах післядипломної освіти має складати не менше 40 м², з висотою стелі не більше 3.8 м, а саме в такому приміщенні планується розробка та використання проекту.

Згідно з даними Національної комісії, що здійснює державне регулювання у сферах енергетики та комунальних послуг, тариф на

електроенергію для підприємств та державних установ компанії “Запоріжобленерго” становить 7.7 грн за кВт спожитої електроенергії [80]. За даними концерну “Міські теплові мережі” міста Запоріжжя, тариф на гаряче водопостачання становить 83,54 грн за м3, тариф на тепlopостачання становить 1216.83 грн за Гкал [81]. Перерахунок тарифу на приміщення, згідно наказу Державного комітету України з енергозбереження “Про затвердження Міжгалузевих норм споживання електричної та теплової енергії для установ і організацій бюджетної сфери України” від 25.10.99, Таблиця 7.2 – “Норми споживання теплоти на опалення громадських будівель і споруд” [82], має проводитись з урахуванням коефіцієнта використання тепла на м3 приміщення, що складає 0.026 на м3 на рік, для запорізької області. Згідно Таблиці 8.7 – “Норми споживання електричної енергії для навчальних та лабораторних корпусів вищих і середніх спеціальних навчальних закладів” вищевказаного наказу, норма споживання для приміщення з кондиціонуванням повітря складає 45 кВт на м2 площі приміщення в рік.

Тарифи на водопостачання та водовідведення складають 12.05 грн за м3 та 5.26 грн за м3 відповідно, за даними НКРЕКП для КП “Водоканал” міста Запоріжжя [83]. Згідно з ДБН В.2.5-64:2012 [84], ДБН В.2.5-74:2013 [85], середні значення витрат питної води для навчальних закладів становлять 10 л на добу для однієї особи.

Таблиця 5.10 – Розрахунок вартості спожитих послуг

Вид послуг	Норматив у розрахунку на один. продук. (послуг)	Виробнича програма	Обсяг послуг	Тарифи	Сума грн
1	2	3	4	5	6
Електропостачання	-	-	450 кВт	7.7 грн / кВт	3456

Водопостачання	-	-	1.8 м3	17.31 грн / м3	31.16
Теплопостачання	-	-	1.31 Гкал	1216.83 грн / Гкал	1594.04
Разом	-	-	-	-	5081.2

Сенсори являють собою електронні пристрої що не мають ефективних методів ремонту а отже їх економічний ефект безпосередньо залежить від їх строку експлуатації. Строк експлуатації сенсорів та смартфонів як правило становить 3 роки або більше. Розрахунок витрат з амортизації, доцільно визначати за пп. 14.1.138 Податкового кодексу [\[86\]](#). Зміни від 23.05.20 передбачають, що вартісний критерій для основних засобів змінено з 6000 грн на 20000 грн. Тож, ті матеріальні цінності, строк корисного використання яких – більше року, але вартість менша чи дорівнює 20000 грн, визнаються малоцінними необоротними матеріальними активами. Для них у пп. 138.3.3 ПК передбачено групу 11 «Малоцінні необоротні матеріальні активи», термін використання для яких не визначено. Отже, нарахування амортизації здійснюється за принципом 50/50 (при надходженні –50% і 50% –при списанні) або ж 100% при надходженні.

Таблиця 5.11 – Розрахунок амортизації

Група основних засобів	Норма амортизації	Первісна вартість ОЗ на 01.01	Сума грн
1	2	3	8
Сенсор MAX 30100	50%	88	44
Сенсор MAX 30102	50%	97	48.5

Arduino nano контролер	50%	125	62.5
Смартфон ZTE BLADE L8 1/16GB Blue	50%	1500	750
Разом			905

Таблиця 5.12 – Кошторис витрат

Калькуляційні статті	Витрати	
	у розрахунку на одиницю продукції, грн.	у розрахунку на весь обсяг продукції, грн.
Сировина та матеріали	2110.60	2110.60
Електропостачання	3456	3456
Водопостачання	31.16	31.16
Теплопостачання	1594.04	1594.04
інші	-	-
Разом	7191.80	7191.80
Заробітна плата основних виробничих працівників	137253.60	137253.60
ЄСВ	30195.80	30195.80
амортизація	905	905
Витрати на утримання та експлуатацію основних засобів поточний ремонт	-	-
Загальновиробничі витрати	-	-
Виробнича собівартість	-	-

Адміністративні витрати	-	-
Інші витрати	-	-
Повна собівартість	175546.2	175546.2

Дана робота не є ринковим продуктом. Оцінка фінансової вартості проекрованої системи а також оцінка доцільності продажу програмного забезпечення має проводитися лише після впровадження даної системи у межах хоча би одного закладу вищої освіти. Це означає, що на момент первинної реалізації проект буде потребувати безповоротних інвестицій у розмірі вартості розробки проекрованої системи.

Таблиця 5.13 –Розрахунок фінансового результату

№ періоду	Обсяги виробництва (послуг)	Обсяги реалізації	Залишок нереалізованої продукції	Ціна	Дохід	Витрати	Фінансовий результат
1	1	1	0	174781,61	0	174781,61	0

Дана робота є продовженням наукової роботи “Smartphone-based PPG analysis system”, що була розроблена у рамках програми мобільності Erasmus, і є частиною програми міжнародного співробітництва у галузі біомедицини та телемедицини BioArt [87]. Даний проект є системою, складові (апаратні та програмні) якої можуть бути змінені за потреби. Зокрема програмне забезпечення веб-серверу є універсальним для різних операційних систем, та обробляє дані незалежно від джерела походження, за умови правильного форматування. Але використання проекту неможливе для цілей усіх університетів в межах країни, так як спеціалізації ВНЗ відрізняються один від одного. Даний проект є реалізацією системи моніторингу та аналізу

біомедичних даних, концепт якої не є новим у досліджуваній області. Однак використання різних сенсорів, можливість роботи системи на базі смартфонів студентів та можливість модифікації параметрів аналізу дають підстави вважати, що дана робота допоможе доповнити знання про сутність досліджуваних процесів.

5.8 Висновки

В зв'язку зі зростанням рівня заробітних плат та прожиткового мінімуму останні три роки, частка витрат на оплату праці у загальному кошторисі витрат на втілення проекту стає більшою. В той же час, завдяки розвитку індустрії електроніки, сенсори та спеціальне устаткування навпаки, знижується в ціні, що виражається у меншій частці від загального кошторису витрат. В такому випадку складно спрогнозувати економічний ефект від використання системи на етапі проектування. Розробка систем аналізу біомедицинських даних, які є більш простими у доступі, та надають можливість модифікації параметрів аналізу цих даних, без необхідності використання складних програмних та математичних засобів, може підвищити рівень зацікавленості студентів у вивченні біомедичних технологій. Це також дозволить студентам вивчати особливості біомедицинських систем та сигналів на реальному прикладі.

6 ОХОРОНА ПРАЦІ ТА БЕЗПЕКА У НАДЗВИЧАЙНИХ СИТУАЦІЯХ

6.1 Аналіз потенційних небезпек

Основною метою проекту є побудова прототипу системи моніторингу та обробки біомедичних даних. Система має використовувати бездротові мережі як основний метод передачі даних, а також формувати дані у вигляді універсальних інформаційних пакетів, що можуть бути оброблені на різних апаратних платформах, таких як смартфони, веб-сервери, персональні комп'ютери. Основний ризик становлять елементи проводки та деякі компоненти системи, наприклад електронно-оптичні сенсори, що формують фотоплетизмографічний сигнал, який дає змогу слідкувати за зміною частоти серцевих скорочень людини. Вони є джерелом світлового випромінювання високої інтенсивності, що можуть призвести до короткочасного засліплення, якщо направити світловий емітер в очі.

Лабораторії та кабінети з персональними комп'ютерами з відеотерміналами (ПК з ВДТ), в яких буде проводитись розробка програмного забезпечення та апаратної частини проекту є робочим місцем інженера-програміста. Дані приміщення можуть бути джерелом наступних видів небезпек:

- невідповідність нормам параметрів мікроклімату;
- підвищений рівень електромагнітних випромінювань;
- підвищений рівень статичної електрики при неправильно спроектованій робочій зоні;
- підвищена напруженість електростатичного поля;
- недостатня освітленість робочої зони;
- підвищене значення напруги в електричному ланцюзі, замикання якої може статися через тіло людини;
- статичні перевантаження кістково-м'язового апарату і динамічні локальні перевантаження м'язів кистей рук;
- перенапруження зорового аналізатора;

- розумовий і фізичне перенапруження;
- емоційні перевантаження;
- небезпека виникнення пожежі.

Перераховані вище негативні фактори можна розділити на дві групи. Перша пов'язана з психологічними і фізіологічними особливостями праці користувачів. Фактори другої групи пов'язані з фізичними умовами, в яких перебуває люди під час роботи. Очевидно, що чинники першої і другої груп взаємопов'язані між собою, тому необхідний комплексний підхід до розгляду їх впливу на робочих з урахуванням всіх психологічних, медичних, фізичних і інших аспектів проблеми і їх взаємозв'язків. Наведені шкідливі і небезпечні виробничі фактори призводять до травм, погіршення здоров'я і самопочуття, професійним захворювань, що знижує продуктивність праці.

6.2 Заходи по забезпеченню техніки безпеки

Обладнання, що використовується в приміщеннях для роботи з персональними комп'ютерами є споживачами електроенергії, що живиться від змінного струму 220 В, від мережі з заземленою нейтраллю, та відноситься до електроустановок до 1000В закритого виконання [88]. Експлуатація електроустановок і електроустаткування проводиться відповідно до наказу Міністерства палива та енергетики України № 25, від 25.07.2006 “Про затвердження Правил технічної експлуатації електроустановок споживачів”. Користування ПК з ВДТ має виконуватись згідно з наказом Міністерства соціальної політики України № 207, від 14.02.2018 «Вимоги щодо безпеки та захисту здоров'я працівників під час роботи з екранними пристроям» [89]. Екран не має відблискувати або відбивати світло, щоб не викликати дискомфорту під час роботи з екранними пристроями.

Для запобігання статистичного навантаження при користуванні ПК рекомендовано використовувати перерви в роботі 10 хв. через кожні дві

години. Загальні ергономічні вимоги встановлено ДСТУ ISO 9241-1:2003 «Ергономічні вимоги до роботи з відеотерміналами в офісі. Частина 1. Загальні положення» [\[90\]](#). Організація робочого місця передбачає: правильне розміщення робочого місця у виробничому приміщенні; вибір ергономічно обґрунтованого робочого положення, виробничих меблів з урахуванням антропометричних характеристик людини; раціональне компонування обладнання на робочих місцях; врахування характеру та особливостей трудової діяльності. При роботі з мишкою і клавіатурою також слід дотримуватися певних правил. Рука повинна бути зігнута в лікті під прямим кутом (90°), а при роботі з мишкою кисть має бути прямою і лежати на столі якнайдалі від краю. Щоб попередити тунельний синдром потрібно робити спеціальні вправи для кистей [\[88\]](#). Ці вправи допоможуть поліпшити кровообіг в м'язах і розтягнути їх. Комплекс вправ потрібно повторювати приблизно кожні 45 хвилин, тривалість однієї вправи – 1-2 хв.

Заземлені конструкції, що знаходяться в приміщеннях, де розміщені робочі місця операторів (батареї опалення, водопровідні труби, кабелі із заземленим відкритим екраном), мають бути надійно захищені діелектричними щитками або сітками з метою недопущення потрапляння людини під напругу. Відповідно до наказу Міністерства доходів і зборів України № 443, від 05.09.2013 «Про затвердження Примірної інструкції з охорони праці під час експлуатації електронно-обчислювальних машин» [\[91\]](#) є неприпустимим розташування приміщень, призначених для роботи з ВДТ у підвалах та цокольних поверхах. Також забороняється розташування вибухонебезпечних приміщень категорії А і Б (Наказ Міністерства доходів і зборів України № 443, від 05.09.2013 «Про затвердження Примірної інструкції з охорони праці під час експлуатації електронно-обчислювальних машин») та виробництв з мокрими технологічними процесами поряд з приміщенням, де розташовуються ЕОМ (ПЕОМ), а також над такими приміщеннями, або під ними. Окрім того, виробничі приміщення для роботи

з ВДТ не повинні межувати з приміщеннями, у яких рівень шуму і вібрації перевищує допустимі значення.

6.3 Заходи з виробничої санітарії та гігієни праці

Для запобігання несприятливого впливу на людину шкідливих факторів, які супроводжують роботу з терміналами та персональними електронно-обчислювальними машинами розроблений ряд санітарно-гігієнічних вимог. Заходи з виробничої санітарії та гігієни праці спрямовані на запобігання або зменшення впливу на працюючих шкідливих виробничих факторів. Вони забезпечують на робочих місцях нормальні умови повітряного середовища, необхідну освітленість, усувають вплив шуму, випромінювань та інших шкідливих виробничих факторів. Штучне освітлення в приміщеннях експлуатації ПК з ВДТ здійснюється системою загального рівномірного освітлення. У виробничих та адміністративно-громадських приміщеннях, у разі переважної роботи з документами, допускається застосування системи комбінованого освітлення. Дopusкається установка світильників місцевого освітлення для підсвічування документів. Місцеве освітлення не створює відблисків на поверхні екрану і не збільшує освітленість екрану більш ніж на 300 лк.

Рациональне колірне оформлення приміщення направлено на поліпшення санітарно-гігієнічних умов праці, підвищення його продуктивності і безпеки. Забарвлення стін кабінетів впливає на нервову систему людини, його настрій і, в кінцевому рахунку, на продуктивність праці.

Зниження шуму, створюваного на робочих місцях в лабораторіях внутрішніми джерелами, а також шуму проникаючого ззовні, є дуже важливим завданням. Для забезпечення допустимих рівнів шуму на робочих місцях слід застосовувати засоби звукопоглинання, вибір яких повинен ґрунтуватися спеціальними інженерно-акустичними розрахунками.

Устаткування і організація робочого місця працюючих з ПК з ВДТ повинні забезпечувати відповідність конструкції всіх елементів робочого місця та їх взаємного розташування ергономічним вимогам з урахуванням характеру і особливостей трудової діяльності (ГОСТ 12.2.032-78, ГОСТ 22.269-76, ГОСТ 21.889-76).

Конструкція робочого місця користувача ПК з ВДТ повинна забезпечувати підтримання оптимальної робочої пози. Робочий стілець (крісло) повинен бути підйомно-поворотним і регульованим по висоті і кутам нахилу сидіння і спинки, а також – відстані спинки до переднього краю сидіння.

Забезпечення чистоти повітря і заданих метеорологічних умов у виробничих приміщеннях. За допомогою вентиляції видаляється забруднене або нагріте повітря з приміщення і подається свіжий. За способом переміщення повітря вентиляція буває з природним спонуканням і механічним (штучна). За призначенням розрізняють припливну, витяжну і припливно-витяжну вентиляцію.

Для ефективної роботи система вентиляції повинна задовольняти наступними санітарно-гігієнічними і технічними вимогами:

- кількість припливного повітря повинна відповідати кількості повітря що видаляється;
- припливні і витяжні системи в приміщенні повинні бути правильно розміщені;
- свіже повітря необхідно подавати в ті частини приміщення, де кількість шкідливих виділень мінімально;
- приплив повітря повинен проводитися, як правило, в робочу зону, а витяжка – з верхньої зони приміщення;
- системи вентиляції не повинні викликати переохолодження або перегріву працюючих і створювати на робочих місцях шум.

Норми виробничого мікроклімату встановлені системою стандартів безпеки праці ГОСТ 12.1.005-88 "Загальні санітарно-гігієнічні вимоги до

повітря робочої зони" і ДСН 3.3.6.042-99 "санітарні норми мікроклімату виробничих приміщень" [92]. Вони єдині для всіх виробництв і всіх кліматичних зон з деякими незначними відхиленнями.

Таблиця 6.1 – Санітарні норми мікроклімату приміщень

Назва параметру	Оптимальні значення
Температура	20 – 22 °С в холодний період, 20 – 24°С в теплий період
Відносна вологість	40–60 %
Швидкість потоку повітря	не більше 0.2 м/с в холодний період, не більше 0.3 м/с в теплий період

Приміщення спроектовані відповідно до вимог ДБН В.2.2-9:2018 «Громадські будинки та споруди» [93]. Для внутрішнього оздоблення інтер'єру, використовується дифузно-відбивні матеріали з коефіцієнтами відбиття для стелі -0.7 –0.8; для стін -0.5 –0.6; для підлоги -0.3 –0.5, вони також дозволені для застосування органами і установами Державного санітарно-епідеміологічного нагляду.

Робочі місця операторів мають природне і штучне освітлення. Враховуються відстані між робочими поверхнями не менше 1,5 м.

Заходи з виробничої санітарії і гігієни праці в обчислювальному центрі і на робочих місцях забезпечують нормальні умови для роботи персоналу: мікроклімат, необхідна освітленість, виняток або зменшення впливу шуму, випромінювання та інші шкідливі виробничі фактори.

Особливістю роботи в приміщенні лабораторії є постійне і значне напруження функції зорового аналізатора, обумовлене необхідністю розрізнення об'єктів, що світяться (символів, знаків і т. П.) При наявності відблисків на екрані, рядкової структурою екрану, миготінням зображення, недостатньою чіткістю об'єктів розрізнення.

В обчислювальному центрі людина піддається дії таких шкідливих для здоров'я чинників, підвищений рівень шуму від друкуючих пристроїв, підвищена температура зовнішнього середовища, відсутність або нестача природного світла, недостатня рухова активність.

Освітлення в приміщеннях лабораторій змішане (природне і штучне). Згідно з ДБН В.2.5-28-2018 "Природне і штучне освітлення" [\[94\]](#), у громадських будівлях повинні передбачатися такі види освітлення:

- робоче – у всіх приміщеннях переважно люмінесцентними лампами, допускається використання світлодіодних ламп, світильників, систем з кольоровою температурою 4000 °К, які відповідають ДСТУ ІЕС 60598-1, ДСТУ ІЕС/PAS 62612; лампи розжарювання слід застосовувати для освітлення приміщень, де за технологічними вимогами неприпустиме застосування люмінесцентних та світлодіодних ламп, допоміжних приміщень, душових;

- аварійне – в електрощитових, вентиляційних камерах, теплових вузлах, насосних, кіно апаратних, в залах обчислювальних центрів, в гардеробах, машинних відділеннях ліфтів, медпунктах, приміщеннях пожежних постів, місцях установки приймальних станцій АПС (номінальна освітленість на підлозі – не менше ніж 2 лк);

- чергове – у вестибюлях, коридорах, актових і конференц-залах;
- евакуаційне – у прохідних приміщеннях, коридорах, холах, вестибюлях, сходових клітках, у фізкультурно-спортивних і актових залах, роздягальнях, їдальнях, басейнах. Світлові покажчики "Вихід" повинні бути приєднані до мережі евакуаційного або аварійного освітлення.

- ремонтне – у підвалах, шахтах ліфтів

Світлодіодні та люмінесцентні світильники в приміщеннях для занять повинні передбачатися з пускорегулювальними пристроями з особливо низьким рівнем шуму, регламентованими ДБН В.2.5-28-2018 "Природне і штучне освітлення".

Поліпшення освітленості сприяє підвищенню працездатності навіть в тих випадках, коли процес праці практично не залежить від зорового сприйняття. 90% інформації людина отримує через органи зору. Світло впливає на обмін речовин, серцево-судинну і нервову системи. Раціональне освітлення сприяє підвищенню продуктивності праці, його безпеки. При недостатньому освітленні і його погану якість відбувається швидка втома зорових аналізаторів, підвищується травматичність. Занадто висока яскравість викликає осліплення, порушення функції ока.

Для поліпшення ефективності роботи, слід правильно визначити показники освітленості і кількість, вид використовуваних світильників, щоб вони відповідали вимогам ДБН В.2.5-28-2018 "Природне і штучне освітлення".

Згідно з вхідними даними нормована освітленість E_n становить 200лк. Ця нормована освітленість є характерною для розряду зорової роботи рзр-III Б. Згідно з вищевказаними параметрами, система освітлення буде спільною. Більшість лабораторних кабінетів обладнано роletами, або жалюзі на вікнах.

Стіни та стеля як правило виконані в білому кольорі. Згідно ДБН В.2.5-28-2018 "Природне і штучне освітлення" та методичними вказівками "Розрахунок загального рівномірного штучного освітлення офісних та адміністративно-побутових приміщень методом світлового потоку" [95] у приміщеннях з білими стінами та стелею, та вікнами що не завішані білими шторами коефіцієнт відбиття від стін $\rho_{ст}$ становить 50%, від стелі ρ_c —70% та від підлоги ρ_n —30%. Як джерело світла вибираємо лампу СД так як для правильного тестування апаратної частини проекту, необхідно забезпечити рівномірне освітлення без миготіння з температурою світла чистого білого кольору —5000К [96]. Вихідні дані для розрахунку загального освітлення в приміщенні з ПК з ВДТ відображені в таблиці 6.2

Таблиця 6.2 – Вихідні дані для розрахунку параметрів штучного освітлення

A	B	H	h_p	ρ_{cm}	ρ_c	ρ_n	κ_z	z	E_n
12	7	3.8	0.8	50	70	30	1,3	1,15	200

Зважаючи на параметри висоти стелі, типу виробничого приміщення, коефіцієнтів відбиття світла поверхонь та необхідного типу лампи, обрано лампу SLICK з показниками пило та вологостійкості за стандартом IP-65. Коефіцієнт світильника L/h становить 1,4.

Розрахуємо індекс приміщення:

$$i = \frac{A*B}{h*(A+B)} , \quad (6.1)$$

де A – довжина приміщення;

B – ширина приміщення;

h – висота підвісу світильника над робочою поверхнею;

Для визначення висота підвісу світильника над робочою поверхнею, нам знадобиться спочатку розрахувати кількість рядів світильників за формулою (6.2):

$$N_p = \frac{B}{(H-h_p)*[L/h]} = \frac{7}{(3,8-0,8)*1,4} = 1,66 \simeq 2. \quad (6.2)$$

При цьому максимально припустима відстань між рядами світильників:

$$L_{max} = \frac{B}{N_p} = \frac{7}{2} = 3,5 \text{ м} , \quad (6.3)$$

а висота розміщення світильників над робочою поверхнею:

$$h = \frac{L_{max}}{[L/h]} = \frac{3,5}{1,3} = 2,69 , \quad (6.4)$$

Загальна висота приміщення включає наступні складові:

$$H = h + h_p + h_z \quad (6.5)$$

Маючи дані H , h та h_p що були розрахована раніше, можемо визначити висоту звисання світильника h_z виходячи з:

$$h_z = H - h - h_p = 3,8 - 2,69 - 0,8 = 0.31 \quad (6.6)$$

Індекс приміщення з урахуванням значення h та формули (6.1) буде становити:

$$i = \frac{12 \cdot 7}{2,69 \cdot (12 + 7)} = 1.64.$$

За вирахуванням індексом визначимо коефіцієнт використання світлового потоку η . Згідно таблиці “Вибір коефіцієнтів використання світлового потоку світильників”, Додатку Д методичних вказівок «Розрахунок загального рівномірного штучного освітлення виробничих приміщень» [97] значення коефіцієнту η становить 51%.

Розрахуємо світловий потік лампи Φ_{λ} та кількість світильників N . Для цього спочатку визначимо сумарний світловий потік для даного приміщення:

$$\Phi_{\Sigma} = \frac{E_H \cdot S \cdot k_3 \cdot z}{\eta} = \frac{200 \cdot 84 \cdot 1,3 \cdot 1,15}{0,51} = 49247 \text{ лм}, \quad (6.7)$$

де k_3 —коефіцієнт запасу, що враховує запилення світильників та псування джерел світла в процесі експлуатації;

z — коефіцієнт нерівномірності освітлення.

Згідно наступної формули вирахуємо відносну кількість світильників:

$$N_{LED}^* = \frac{A*B}{L_{max}^2} = \frac{84}{12,25} = 6,85 \simeq 7. \quad (6.8)$$

Наступним визначимо значення світлового потоку умовного модуля світла (джерела світла):

$$\Phi_{LED}^* = \frac{\Phi_{\Sigma}}{N_{LED}} = \frac{49247}{7} = 7035 \text{ лм}. \quad (6.9)$$

Згідно додатку Додатку В методичних вказівок «Розрахунок загального рівномірного штучного освітлення виробничих приміщень», оптимальним світильником являється INOX LED70 зі значенням світлового потоку 7500 лм

Визначимо реальну кількість ламп у світильнику:

$$m_{LED} = \frac{\Phi_{LED}^*}{\Phi_{LED}} = \frac{7035}{7500} \simeq 1. \quad (6.10)$$

Визначимо оптимальну кількість світильників у приміщенні:

$$N_{LED} = N_{LED}^* * m_{LED} = 7 * 1 = 7. \quad (6.11)$$

Реальна кількість світильників складе (6.12):

$$N_{\phi LED} = 8. \quad (6.12)$$

Визначаємо загальну розрахункову освітленість E_{pLED} у приміщенні, що створюється при застосуванні вибраних LED-світильників:

$$E_{pLED} = \frac{\Phi_{LED} * N_{\phi LED} * \eta}{S * k_3 * z} = \frac{7500 * 8 * 0,51}{84 * 1,3 * 1,15} = 243 \text{ лк} \quad (6.13)$$

При цьому справедлива умова $E_{pLED} = +20\%E_H$

Розраховуємо загальну потужність світлової установки:

$$P_{\Sigma} = N_{\phi LED} * P_{\phi} = 7 * 65 = 520 \text{ Вт} \quad (6.14)$$

У кабінеті встановлюємо загалом 8 світильників, по 2 світильники в кожному ряді.

Для забезпечення нормованих значень освітленості в приміщеннях використання ПК з ВДТ проводиться очищення скла віконних рам і світильників не рідше двох разів на рік і проводиться своєчасна заміна перегорілих ламп.

6.4 Заходи безпеки у надзвичайних ситуаціях

6.4.1 Заходи з пожежної безпеки

Будівлі в яких знаходяться лабораторії та кабінети програмування, в яких передбачається розробка проекту мають бути цегляними, з залізобетонними перекриттями між поверхами, що відносить їх до II ступеня вогнестійкості. Переважне використання штукатурки як елемента покриття стель та стін відносить будівельні матеріали приміщень до класу горючості Г1 –низької горючості. Підлога в цих приміщеннях має бути виконана з деревини, просоченої лаком. Подібні матеріали підлоги відносяться до класу горючості Г2 –помірної горючості. Лабораторний кабінет з ПК з ВДТ, є приміщеннями в оснащенні яких використовуються переважно деревина, або її похідні матеріали (ДВП, ДСП) а також пластик. Згідно з класифікацією ДСТУ EN 2:2014«Класифікація пожеж (EN 2:1992, EN 2:1992/A1:2004, IDT)» в Україні розрізняють наступні класи можливої пожежі:

- клас А – горіння твердих горючих речовин, переважно органічного походження, горіння яких супроводжується тлінням (деревина, текстиль, папір).
- клас В – горіння рідких речовин або твердих речовин, які розтоплюються;
- клас С – горіння газоподібних речовин;
- клас D – горіння металів та їх сплавів.
- клас Е – пожежі пов'язані з горінням електроустановок.

Враховуючи вищевказану інформацію, клас можливої пожежі для кабінеті буде визначено як клас А. Не менш важливим є питання визначення категорії приміщення за вибухопожежною та пожежною небезпекою. Так як в кабінетах з ПК з ВДТ не передбачається використання газів, легкозаймистих речовин, або твердих речовин у розжареному стані, категорія подібних приміщень повинна бути визначена як “Д – знижено пожежонебезпечна” за класифікацією наведеною в ДБН В.1.1-7:2016 «Пожежна безпека об’єктів будівництва. Загальні вимоги» [\[98\]](#).

На випадок виникнення пожежі у кабінетах має бути передбачений вихід через двері, що обладнані у відповідності з вимогами пункту 7.2.7 ДБН В.1.1-7:2016 «Пожежна безпека об’єктів будівництва. Загальні вимоги», а саме мати висоту більше 2 м та ширину більше 0.8 м. Шлях до евакуаційних виходів проходить через коридор, не розділений на секції, що дозволяє безперешкодно пересуватися в ньому у разі скупчення людей. Кожний поверх має два евакуаційних виходи, кожен з яких веде до сходової клітки, вихід до сходових кліток є вільним, що відповідає пункту 7.2.1 вищевказаних ДБН.

Всі приміщення корпусу оснащено пожежною сигналізацією типу ІП-105, що відповідає вимогам пункту 7.2 (Додаток А) ДБН В.2.5-56:2014 «Системи протипожежного захисту» [\[11\]](#). Так як площа приміщення згідно вихідних даних становить 84 м², згідно наказу МВС України №25 від 15.01.2018 [\[12\]](#), кількість вогнегасників має бути забезпечена не менше 8

(Додаток 10 до Правил експлуатації та типових норм належності вогнегасників, пункт 4 розділу VI), якщо враховувати вуглекислотні вогнегасники типу ВВК-3,5 (з розрахунку один вогнегасник с величиною заряду вогнегасної речовини 3 кг), які призначені для гасіння електроустановок, що знаходяться під напругою. Відстань між вогнегасниками та місцями можливих загорянь не перевищує 10 м.

6.4.2 Заходи з цивільного захисту

Згідно з Кодексом цивільного захисту України, прийнятим 01.07.2013 року постановою Верховної Ради України №34-35 термін “надзвичайна ситуація”(НС) являє собою обстановку [\[99\]](#) на окремій території чи суб’єкті господарювання на ній або водному об’єкті, яка характеризується порушенням нормальних умов життєдіяльності населення, спричинена катастрофою, аварією, пожежею, стихійним лихом, епідемією, епізоотією, епіфітотією, застосуванням засобів ураження або іншою небезпечною подією, що призвела (може призвести) до виникнення загрози життю або здоров’ю населення, великої кількості загиблих і постраждалих, завдання значних матеріальних збитків, а також до неможливості проживання населення на такій території чи об’єкті, провадження на ній господарської діяльності.

Надзвичайні ситуації біологічного характеру можуть бути спричинені різними умовами, такими як техногенні катастрофи, епідемії, катастрофи природного характеру що зумовили різку зміну біологічних умов навколишнього середовища. В залежності від типу катастрофи що спричинила надзвичайну ситуацію та біологічних чинників та засобів, що характеризують її, стратегія роботи груп цивільного захисту може відрізнятися але згідно статті 37, Кодексу цивільного захисту України, визначений наступні заходи реагування на надзвичайну ситуацію біологічного характеру:

- своєчасне виявлення чинників та осередку біологічного зараження, його локалізацію і ліквідацію;
- прогнозування масштабів і наслідків біологічного зараження, розроблення та запровадження своєчасних протиепідемічних, профілактичних, протиепізоотичних, протиепіфітотичних і лікувальних заходів;
- проведення екстреної неспецифічної та специфічної профілактики біологічного зараження населення;
- своєчасне застосування засобів індивідуального та колективного захисту;
- запровадження обмежувальних протиепідемічних заходів, обсервації та карантину;
- здійснення дезінфекційних заходів в осередку зараження, знезараження суб'єктів господарювання, тварин та санітарної обробки населення;
- надання екстреної медичної допомоги ураженим біологічними патогенними агентами;
- інші заходи біологічного захисту залежно від ситуації, що склалася.

Для координації робіт з ліквідації конкретної надзвичайної ситуації та її наслідків на державному, регіональному, місцевому та об'єктовому рівнях утворюються спеціальні комісії з ліквідації надзвичайної ситуації. Згідно статті 7 “Основні принципи здійснення цивільного захисту” глави 1, Кодексу цивільного захисту України, до ліквідації наслідків надзвичайної ситуації можуть бути залучені громадяни-добровольці, що ставить питання правильної організації захисту особового складу під час надзвичайних ситуацій біологічного характеру. Згідно з наказом МНС №686, від 12.10.2009 [\[100\]](#), визначається наступний порядок дій при початку робіт на території можливого зараження біологічно-небезпечними агентами (БПА):

- керівник органу управління та підрозділу зобов'язаний за результатами біологічної розвідки з'ясувати наявність та характер небезпечних чинників в осередку надзвичайної ситуації, яких не можна уникнути за допомогою організаційних, технічних, технологічних та інших заходів захисту;

- з метою ефективного захисту особового складу визначити характеристики, які повинні мати засоби індивідуального захисту (ЗІЗ), та з'ясувати, чи відповідають вони умовам праці особ, що працюють на території та біологічним небезпекам, які є в осередку зараження;

- ЗІЗ одягаються поза осередком біологічного зараження;

- створюється пункт спеціальної обробки. Він має розташовуватися на межі зони біологічного зараження. Пункт розгортається на рівному, не забрудненому місці або у приміщенні, яке має забезпечувати прохід особового складу наскрізь;

- перед прибуттям особового складу для роботи в осередку біологічного зараження спеціально визначені особи підготовлюють необхідні засоби для проведення дезінфекції ЗІЗ та санітарної обробки особового складу;

- на весь період знаходження рятувальників в осередку біологічного зараження поблизу ПСО організовується чергування медичного працівника із спеціальною укладкою для надання невідкладної медичної допомоги та проведення загальної екстреної профілактики можливого біологічного зараження.

Під час виконання аварійно-рятувальних та інших невідкладних робіт в осередках біологічного зараження особовим складом необхідно дотримуватись правил безпеки, спрямованих на запобігання зараженню БПА, як особисто себе, так і інших рятувальників. Кожен рятувальник щоденно перевіряє справність власного захисного одягу та працездатність засобів індивідуального захисту органів дихання. При необхідності надається взаємодопомога у перевірці справності захисного одягу.

Процес ліквідації наслідків надзвичайної ситуації біологічного характеру може включати в себе проведення аварійно-рятувальних, протипожежних та відновлювальних робіт в залежності від чинників що спричинили виникнення НС. В умовах епідемії, що призвела до виникнення НС, комплекс заходів може включати в себе переобладнання громадських будівель в тимчасові госпіталі, комплексні міри по модифікації громадських комунікацій (каналізацій, систем водопостачання), для запобігання розповсюдженню БПА. Нагляд та координацію дій по забезпеченню організації аварійно-рятувальних робіт покладається на центрального органу виконавчої влади, який забезпечує формування та реалізує державну політику у сфері цивільного захисту –Державну службу України з надзвичайних ситуацій (ДСНС).

6.5 Висновки

В даному розділі було розглянуто основні проблеми організації охорони праці та порядок організації безпеки при надзвичайних ситуаціях біологічного характеру. Незважаючи на те, що приміщення кабінетів та лабораторій з ПК з ВДТ здебільшого належать до класу приміщень зі зниженим рівнем небезпеки, окремі типи приміщень –лабораторії з використанням промислового обладнання, хімічного устаткування мають більшу кількість потенційних небезпек. Дотримання державних норм та стандартів у сфері праці дозволяє підвищити продуктивність праці, знизити психологічне навантаження на працівників а також забезпечити низький рівень небезпеки на робочому місці.

ПЕРЕЛІК ПОСИЛАНЬ

1. Digital health market research, Grandview Research, 2019, [Електронний ресурс]: Режим доступу: <https://www.grandviewresearch.com/industry-analysis/digital-health-market>, Перевірено (22.11.20)
2. Biomedical engineering jobs statistics, Bureau of Labor and Statistics of USA, March 2020, [Електронний ресурс]: Режим доступу: <https://www.bls.gov/ooh/architecture-and-engineering/biomedical-engineers.htm>, Перевірено (22.11.20)
3. Radmir, Передові технології виробництва узд апаратів, [Електронний ресурс]: Режим доступу: <http://radmir.kharkov.com/ua/rak-viyavit-un%D1%96kalnij-uzd-prilad-v%D1%96tchiznyanogo-virobnicztva>, Перевірено (22.11.20)
4. Мотор Січ, каталог виробничої продукції: протези, [Електронний ресурс]: Режим доступу: <http://tnp.motorsich.com/catalog/22-Perechen-endoprotezov-proizvodstva-AO-Motor-Sich/>, Перевірено (22.11.20)
5. John Hattie. Effects of Learning Skills Interventions on Student Learning: A Meta-Analysis. [Текст]/John Hattie, John Biggs and Nola Purdie, *American Educational Research Association*, DOI: 10.2307/1170605, 2007. – 10с.
6. Liliana Barrios. Evaluating the accuracy of heart rate sensors based on photoplethysmography for in-the-wild analysis. [Текст]/Liliana Barrios, Pietro Oldratti; *Conference PervasiveHealth 2019*, DOI: 10.1145/3329189.3329215, 2019. – 7с.
7. Kingsley Akarowhe. Biomedical Research: On-Going Challenges. [Текст]/Kingsley Akarowhe; *Open Journal of Biomedical Engineering and Bioscience*, DOI: 10.32474/OAJBEB.2018.01.000118, 2018. – 12с.
8. Ricardo Belazzi. Data Analysis and Data Mining: Current Issues in Biomedical Informatics. [Текст]/Ricardo Belazzi, Marianna Domidous; *Methods of information in Medicine*, DOI: 10.3414/ME11-06-0002, 2011. – 13с.

9. Leontios J. Hadjileontiadis. Biosignals and Compression Standards. [Текст]/Leontios J. Hadjileontiadis; Springer, DOI: doi.org/10.1007/b137697, 2007.– 13с.
10. Noise and Signals Around Us. David M. Harrison, 2001, [Електронний ресурс]: Режим доступу: <https://faraday.physics.utoronto.ca/IYearLab/EKG.pdf> , Перевірено (25.11.20)
11. Electrocardiography, Wikipedia, [Електронний ресурс]: Режим доступу: <https://en.wikipedia.org/wiki/Electrocardiography>, Перевірено (25.11.20)
12. Gari D. Clifford. Advanced Methods And Tools for ECG Data Analysis. [Текст]/Gari D. Clifford, Francisco Azuaje, Patrick McSharry; Artech House, Inc.; ISBN:978-1-58053-966-1, 2006.– 384с.
13. Leif Sörnmo. Bioelectrical Signal Processing in Cardiac and Neurological Applications, 1st Edition. [Текст]/Leif Sörnmo, Pablo Laguna; 2005, Academic Press; ISBN: 9780080527925, 2005.– 688с.
14. SQUID Magnetometer, Georgia State University edu portal, [Електронний ресурс]: Режим доступу: <http://hyperphysics.phy-astr.gsu.edu/hbase/Solids/Squid.html>, Перевірено (25.11.20)
15. John Enderle. Introduction to Biomedical Engineering (Third Edition). [Текст]/John Enderle, Joseph Bronzino, 2012, Elsevier, ISBN: 978-0-12-374979-6, 2012.–1272 с.
16. Michael Chung. Wearable flexible sweat sensors for healthcare monitoring: a review. [Текст]/Michael Chung, Giuseppino Fortunato and Norbert Radacsi October 2019, Journal of the royal society interface, DOI: 10.1098/rsif.2019.0217, 2019. –17 с.
17. Effects Of Menstrual Cycle On Sweating During Exercise Performed In Hot And Dry Environment. Mariella G Lacerda, Alessandra MC Garcia, Cynthia Dela Cruz, April 2013, Journal of Biochemistry & Physiology, [Електронний ресурс]: Режим доступу: <https://www.omicsonline.org/open->

[access/effects-of-menstrual-cycle-on-sweating-during-exercise-performed-in-hot-and-dry-environment-2168-9652.S3-001.php?aid=14100](https://doi.org/10.1016/j.scispo.2017.03.009), Перебیره (25.11.20)

18. Alessandro Pingitore. A wearable sweat rate sensor to monitor the athletes' performance during training. [Текст]/Alessandro Pingitore, Fabio Di Francesco, October 2017, DOI: 10.1016/j.scispo.2017.03.009, 2017. – 13 с.

19. James Moyer. Correlation Between Sweat Glucose and Blood Glucose in Subjects with Diabetes, [Текст]/James Moyer, Donald Wilson, Irina Finkelshtein; Diabetes Technology & Therapeutics., May 2012, DOI: 10.1089/dia.2011.0262, 2012. – 3 с.

20. Philip J. Derbyshire. Lactate in human sweat: a critical review of research to the present day. [Текст]/Philip J. Derbyshire, Hugh Barr, Frank Davis; The Journal of Physiological Sciences, 2012, DOI: 10.1007/s12576-012-0213-z, 2012. – 8 с.

21. John T. Queenan. Deviation in amniotic fluid optical density at a wavelength of 450 nm in Rh-immunized pregnancies from 14 to 40 weeks' gestation: A proposal for clinical management. [Текст]/John T. Queenan, Thomas P. Tomai; American Journal of Obstetrics and Gynecology, 1993, DOI: 10.1016/S0002-9378(11)90767-4, 1993. – 12 с.

22. Shankar HS Ram. Role of Echogenic Amniotic Fluid Particles and Optical Density in prediction of Respiratory Distress Syndrome and Labor. [Текст]/Shankar HS Ram, Dr. Sandhya Ram; Internet Journal of Medical Update, 2010, DOI: 10.4314/ijmu.v5i1.49287, 2010. – 5 с.

23. J. J. Stamnes. Optical detection and monitoring of pigmented skin lesions. [Текст]/J. J. Stamnes, G. Ryzhikov, M. Biryulina; Biomed Opt Express, 2017, DOI: 10.1364/BOE.8.002946, 2017. – 5 с.

24. Jason D. Riley. A hematoma detector—a practical application of instrumental motion as signal in near infra-red imaging. [Текст]/ Jason D. Riley, Franck Amyot, Tom Pohida; Biomed Opt Express, 2011, DOI: 10.1364/BOE.3.000192, 2011. – 11 с.

25. Mohamed Elgendi. The use of photoplethysmography for assessing hypertension. [Текст]/Mohamed Elgendi, Yongbo Liang, Newton Howard; Nature Medicine, June 2019, DOI: 10.1038/s41746-019-0136-7, 2019. –6 c.
26. Chiara Calamanti. Learning-Based Screening of Endothelial Dysfunction From Photoplethysmographic Signals. [Текст]/Chiara Calamanti, Sara Moccia, Lucia Migliorelli; Journal Electronics, MDPI AG, March 2019, DOI: 10.3390/electronics8030271, 2019. – 9 c.
27. Photoplethysmographic determination of the respiratory rate in acutely ill patients: validation of a new algorithm and implementation into a biomedical device. [Текст]/Erwan L’Her, Quang-Thang N’Guyen, Victoire Pateau; Annals of Intensive Care, 2019, DOI: 10.1186/s13613-019-0485-z, 2019. – 4 c.
28. Maciej Koziół. The latest applications of photoplethysmography. [Текст]/Maciej Koziół, Piotr Piech, Marcin Maciejewski; Acta Angiologica, 2019, DOI: 10.5603/AA.2019.0005, 2019. –7 c.
29. Alberto G. Bonomi. Atrial Fibrillation Detection Using a Novel Cardiac Ambulatory Monitor Based on Photo- Plethysmography at the Wrist. [Текст]/Alberto G. Bonomi, Fons Schipper, Linda M. Eerikäinen; Journal of the American Heart Association, 2018, DOI: 10.1161/JAHA.118.009351, 2018. – 16 c.
30. Sleeping detect using wearable device by PPG. [Текст]/Yan-Hang Lee, Hsien-Wei Tseng; 2016 International Conference on Advanced Materials for Science and Engineering, 2016, DOI: 10.1109/ICAMSE.2016.7840303, 2016. –5 c.
31. Chandan Karmakar. Detection of Respiratory Arousals Using Photoplethysmography (PPG) Signal in Sleep Apnea Patients. [Текст]/Chandan Karmakar, Ahsan H Khandoker; IEEE Journal of Biomedical and Health Informatics , 2013, DOI: 10.1109/JBHI.2013.2282338, 2013. –7 c.
32. Philip de Chazal. Enhanced detection of sleep apnoea using heart-rate, respiration effort and oxygen saturation derived from a photoplethysmography sensor. [Текст]/Madhuka Jayawardhana, Philip de Chazal; IEEE Engineering in

Medicine and Biology Society. Conference, 2017, DOI: 10.1109/EMBC.2017.8036777, 2017. –9 с.

33. Daniel McDuff. Remote Detection of Photoplethysmographic Systolic-Diastolic Peaks Using a Digital Camera. [Текст]/Daniel McDuff, Sarah Gontarek, Rosalind W Picard; IEEE transactions on bio-medical engineering, July 2014; DOI: 10.1109/TBME.2014.2340991, 2014. –11 с.

34. Nguyen Viet Hoan. Real-time Heart Rate Measurement based on Photoplethysmography using Android Smartphone Camera. [Текст]/Nguyen Viet Hoan, Jin-Hyeok Park, Suk-Hwan Lee; Journal of Korea Multimedia Society, February 2017, DOI: 10.9717/kmms.2017.20.2.234, 2017. –10 с.

35. Hang Sik Shin. Adaptive threshold method for the peak detection of photoplethysmographic waveform. [Текст]/Hang Sik Shin, Chungkeun Lee, Myoungho Lee; Computers in Biology and Medicine, Elsevier, 2009, DOI: 10.1016/j.combiomed.2009.10.006, 2009. –7 с.

36. Mathilde C Hemon. Comparison of foot finding methods for deriving instantaneous pulse rates from photoplethysmographic signals. [Текст]/Mathilde C Hemon, Justin P Phillips; Journal of clinical monitoring and computing, April 2015, DOI: 10.1007/s10877-015-9695-6, 2015. –8 с.

37. Direct Form II. Julius O. Smith III; Stanford University edu portal, [Електронний ресурс]: Режим доступу: https://ccrma.stanford.edu/~jos/filters/Direct_Form_II.html (Перевірено 22.11.20)

38. Simple Algorithms for Peak Detection in Time-Series. Girish Keshav Palshikar; *Tata Research Development and Design Centre*; 2009. [Електронний ресурс]: Режим доступу: https://www.researchgate.net/publication/228853276_Simple_Algorithms_for_Peak_Detection_in_Time-Series (Перевірено 22.11.20)

39. Simplifying peak detection algorithms for finite biomedical signals. Sumariuk.S, Morshavka S. Luengo D.; EIR NUZP, 2020, [Електронний ресурс]: Режим доступу: https://zp.edu.ua/sites/default/files/konf/2020programa_v1.pdf (перевірено 22.11.20)

40. Thang Viet Tran. A Robust Peak Detection Algorithm for Photoplethysmographic Waveforms in Mobile Devices. [Текст]/Thang Viet Tran, Wan-Young Chung; *Journal of Medical Imaging and Health Informatics*, November 2017, DOI: 10.1166/jmihi.2017.2175, 2017. –5 с.
41. Jovan Ivković. The Advantages of Using Raspberry Pi 3 Compared to Raspberry Pi 2 SoC Computers for Sensor System Support. [Текст]/Jovan Ivković, Biljana Radulovic; International conference on Applied Internet and Information Technologies, June 2016, DOI: 10.20544/AIIT2016.12, 2016. –4 с.
42. L. A. Fabri Junior. A Low-Cost and Simple Arduino-Based Educational Robotics Kit. [Текст]/L. A. Fabri Junior, Marli De Freitas Gomes Hernandez; *journal of Selected Areas in Robotics and Control*; 2013, ISSN 1925-2676, 2013. –7 с.
43. Michele A. Saad. Impact of camera pixel count and monitor resolution perceptual image quality. [Текст]/Michele A. Saad, Margaret H. Pinson; *Colour and Visual Computing Symposium*, August 2015, DOI: 10.1109/CVCS.2015.7274887, 2015. –7 с.
44. Yuriy Kurylyak. Smartphone-Based Photoplethysmogram Measurement. [Текст]/Yuriy Kurylyak, Francesco Lamonaca; *Digital Image, Signal and Data Processing for Measurement Systems*, River Publishers, 2012, ISBN: 9788792329295, 2012. –7 с.
45. Total amount of global healthcare data generated in 2013 and a projection for 2020, Statista, 2013, [Электронный ресурс]: Режим доступа: <https://www.statista.com/statistics/1037970/global-healthcare-data-volume/>
46. Integration of Modeling Methods for Cyber-Physical Systems. [Текст]/Ivan Ruchkin; 2019, DOI: 10.1184/R1/7970222.v1, 2019. –9 с.
47. Steven Alter. System Interaction Theory: Describing Interactions between Work Systems. [Текст]/Steven Alter; *Communications of the Association for Information Systems*, 2018, DOI: 10.17705/1CAIS.04209, 2018. –6 с.
48. Imran Quadri. Modeling Methodologies for Cyber-Physical Systems: Research Field Study on Inherent and Future Challenges. [Текст]/Imran Quadri,

Alessandra Bagnato, Etienne Brosse; Ada User Journal, 2015, ISSN 13816551, 2015. –11 с.

49. New insights on characteristics of US college students. Report, ICEF, Dec 2012, [Електронний ресурс]: Режим доступу: <https://monitor.icef.com/2012/12/new-insights-on-characteristics-of-us-college-students/>, (Перевірено 22.11.20)

50. REGULATION (EU) 2016/679 OF THE EUROPEAN PARLIAMENT AND OF THE COUNCIL, Directive 95/46/EC (General Data Protection Regulation); Official Journal of the European Union, May 2016, [Електронний ресурс]: Режим доступу: <https://eur-lex.europa.eu/legal-content/EN/TXT/PDF/?uri=CELEX:32016R0679>, (Перевірено 22.11.20)

51. A model-based design methodology for cyber-physical systems. [Текст]/Jeff C. Jensen, Danica H. Chang, Edward A. Lee; 7th International Wireless Communications and Mobile Computing Conference, 2011, DOI: 10.1109/IWCMC.2011.5982785, 2011. –5 с.

52. Heinrich C. Mayr. The triptych of conceptual modeling. [Текст]/Heinrich C. Mayr, Bernhard Thalheim; Software and Systems Modeling, Springer, 2020, DOI: 10.1007/s10270-020-00836-z, 2020. –4 с.

53. Alan Moore, Rick Steiner. A Practical Guide to SysML 2nd Edition. [Текст]/Sanford Friedenthal, Alan Moore, Rick Steiner, Elsveir 2011, ISBN: 9780123852076, 2011. –630 с.

54. Definition of “programming language. Словник, Meriam Webster, [Електронний ресурс]: Режим доступу: <https://www.merriam-webster.com/dictionary/programming%20language#:~:text=Save%20Word-Definition%20of%20programming%20language,language%2C%20natural%20language%20sense%202>, (Перевірено 22.11.20)

55. The 10 most popular programming languages, according to the Microsoft-owned GitHub; Business insider. [Електронний ресурс]: Режим доступу: <https://www.businessinsider.com/most-popular-programming-languages-github-2019-11#1-javascript-10>, (Перевірено 22.11.20)

56. E-commerce worldwide –statistics & facts. Statista, 2020, [Електронний ресурс]: Режим доступу: <https://www.statista.com/topics/871/online-shopping/>, (Перевірено 22.11.20)
57. Naveen Reddy K P. Comparison of Programming Languages: Review. [Текст]/Naveen Reddy K P, Geyavalli .Y; International Journal of Computer Science and Communication, 2018, ISSN: 0973-7391, 2018. –7 с.
58. Jiang Li. Comparative Studies of 10 Programming Languages within 10 Diverse Criteria. [Текст]/Jiang Li, Sleiman Rabah; Concordia university press, 2014, [Електронний ресурс]: Режим доступу: <https://arxiv.org/pdf/1009.0305.pdf>, (Перевірено 22.11.20)
59. Difficulties in Learning and Teaching Programming–Views of Students and Tutors. IAIN MILNE, GLENN ROWE; Education and Information Technologies, Kluwer Academic Publishers, 2002, [Електронний ресурс]: Режим доступу: <https://www.swisseduc.ch/informatik-didaktik/programmieren-lernen/docs/milne.pdf>, (Перевірено 22.11.20)
60. Cong Yue. Analysis of Indexing Structures for Immutable Data. [Текст]/Cong Yue, Zhongle Xie; International Conference on Management of Data, 2020, DOI: 10.1145/3318464.3389773, 2020. –5 с.
61. Mohamed Elgendi. On the Analysis of Fingertip Photoplethysmogram Signals. [Текст]/Mohamed Elgendi; Current Cardiology Reviews, 2012, DOI: 10.2174/157340312801215782, 2012. –7 с.
62. Applying NoSQL Databases for Operationalizing Clinical Data Mining Models. [Текст]/Marcin Grzegorz Mazurek, Communications in Computer and Information Science, May 2014, DOI: 10.1007/978-3-319-06932-6_51, 2014. –7 с.
63. Borong Shao. Are NoSQL Data Stores Useful for Bioinformatics Researchers. [Текст]/Borong Shao, International Journal on Recent and Innovation Trends in Computing and Communication, 2015, DOI: 10.17762/ijritcc2321-8169.1503176, 2015. –6 с.

64. JSON data format Standard. Специфікація стандарту. [Електронний ресурс]: Режим доступу: <https://www.json.org/json-en.html>, (Перевірено 27.11.20)

65. Related-key Cryptanalysis of the Full AES-192 and AES-256. Alex Biryukov, Dmitry Khovratovich; University of Luxembourg Academic press, 2009, [Електронний ресурс]: Режим доступу: <http://www.impic.org/papers/Aes-192-256.pdf>, (Перевірено 27.11.20)

66. RFC 7519 –JSON Web Token. Специфікація стандарту. [Електронний ресурс]: Режим доступу: <https://tools.ietf.org/html/rfc7519>, (Перевірено 27.11.20)

67. “IoT and single-board computers industry research”, Global Market Insights, 2019, [Електронний ресурс]: Режим доступу: <https://www.gminsights.com/industry-analysis/single-board-computer-sbc-market>, (Перевірено 22.11.20)

68. Посадові оклади (тарифні ставки) педагогічних працівників закладів освіти і науки на 2021 та 2022 рік, 2019, [Електронний ресурс]: Режим доступу: <http://www.zarplata.co.ua/?p=8832>, (Перевірено 22.11.20)

69. Постанова Кабінету Міністрів України №822 “Про оплату праці педагогічних, науково-педагогічних та наукових працівників закладів і установ освіти і науки” від 10 липня 2019, [Електронний ресурс]: Режим доступу: <https://zakon.rada.gov.ua/laws/show/822-2019-%D0%BF#Text>, (Перевірено 22.11.20)

70. Постанова Кабінету Міністрів України №1044 “Про внесення змін до постанови Кабінету Міністрів України від 10 липня 2019 р. № 822 та зупинення її дії”, 2019, [Електронний ресурс]: Режим доступу: <https://zakon.rada.gov.ua/laws/show/1044-2019-%D0%BF#Text>, (Перевірено 22.11.20)

71. Постанова Кабінету Міністрів України №750 “Про підвищення оплати праці працівників установ, закладів та організацій бюджетної сфери”, 2020, [Електронний ресурс]: Режим доступу:

<https://zakon.rada.gov.ua/laws/show/750-2020-%D0%BF#Text>, (Перевірено 22.11.20)

72. Закон України про державний бюджет 2020 року, 2020, [Електронний ресурс]: Режим доступу: <https://zakon.rada.gov.ua/laws/show/294-20#Text>, (Перевірено 22.11.20)

73. Тарифи на об'ємні перевезення, ДП “Укрпошта”, 2020, [Електронний ресурс]: Режим доступу: <https://www.ukrposhta.ua/ua/taryfy-ukrposhta-standart>, (Перевірено 22.11.20)

74. Смартфон ZTE BLADE L8 1/16GB Blue , дата перевірки 20.11.20, [Електронний ресурс]: Режим доступу: <https://allo.ua/ru/products/mobile/zte-blade-l8-1-16gb-blue.html>

75. Сенсор MAX 30100, [Електронний ресурс]: Режим доступу: <http://www.kosmodrom.com.ua/el.php?name=MAX30100-MODUL>, (Перевірено 22.11.20)

76. Сенсор MAX 30102, (Перевірено 22.11.20), <https://1wire.com.ua/max30102-mh-et-live-cifrovoj-datchik-pulsa-i2c.html>, (Перевірено 22.11.20)

77. Arduino nano контролер, [Електронний ресурс]: Режим доступу: <https://arduino.ua/prod166-arduino-nano-v3-0-avr-atmega328p-s-raspayannimi-razemami>, (Перевірено 22.11.20)

78. ДБН В.2.2-3:2018 «Будинки і споруди. Заклади освіти», 2018, [Електронний ресурс]: Режим доступу: https://www.minregion.gov.ua/wp-content/uploads/2018/06/V223_InBul.pdf, (Перевірено 22.11.20)

79. “Тарифи на електроенергію для державних установ”, Національна комісія, що здійснює державне регулювання у сферах енергетики та комунальних послуг, 2020, [Електронний ресурс]: Режим доступу: <https://www.nerc.gov.ua/?id=53604>, (Перевірено 22.11.20)

80. “Тарифи на опалення та гаряче водопостачання”, КП “Запоріжобленерго”, 2020, [Електронний ресурс]: Режим доступу: http://teploseti.zp.ua/ru/prices/history/history_1.php, (Перевірено 22.11.20)

81. Наказ Державного комітету України з енергозбереження “Про затвердження Міжгалузевих норм споживання електричної та теплової енергії для установ і організацій бюджетної сфери України”, 2000, [Електронний ресурс]: Режим доступу: <https://zakon.rada.gov.ua/laws/show/z0175-00#Text>, (Перевірено 22.11.20)

82. “Тарифи на холодне водопостачання та водовідведення для державних установ”, Національна комісія, що здійснює державне регулювання у сферах енергетики та комунальних послуг, 2020, [Електронний ресурс]: Режим доступу: https://www.nerc.gov.ua/data/filearch/voda/taryfy/taryfy_na%20_vodopost_ta_vodov.pdf, (Перевірено 22.11.20)

83. ДБН В.2.5-64:2012, “Внутрішні системи водопроводу та каналізації, основні норми”, 2012, [Електронний ресурс]: Режим доступу: <https://www.minregion.gov.ua/wp-content/uploads/2017/12/99.1.-DBN-V.2.5-642012.-Vnutrishniy-vodoprovid-ta-kanali.pdf>, (Перевірено 22.11.20)

84. ДБН В.2.5-74:2013, “Зовнішні системи водопроводу та каналізації, основні норми”, 2013, [Електронний ресурс]: Режим доступу: https://www.minregion.gov.ua/wp-content/uploads/2018/11/ZM_DBN_V2574.pdf, (Перевірено 22.11.20)

85. Наказ Міністерства фінансів України “Про затвердження Положення (стандарту) бухгалтерського обліку 7 "Основні засоби", 2000, [Електронний ресурс]: Режим доступу: <https://zakon.rada.gov.ua/laws/show/z0288-00#Text>, (Перевірено 22.11.20)

86. Bioart. Erasmus+ Programme. Веб-сторінка, [Електронний ресурс]: Режим доступу: <https://bioart.iucc.ac.il/>, (Перевірено 22.11.20)

87. Тексти (конспект) лекцій зі змістовного модуля «Охорона праці в галузі», [Електронний ресурс]: Режим доступу: https://zp.edu.ua/sites/default/files/konf/konspekt_lekciy_dlya_samost_vyvch_dlya_otpm.pdf, (Перевірено 22.11.20)

88. Наказ Міністерства соціальної політики України № 207, «Вимоги щодо безпеки та захисту здоров'я працівників під час роботи з екранними пристроям», 14.02.2018, [Електронний ресурс]: Режим доступу: <https://zakon.rada.gov.ua/laws/show/z0508-18#Text>, (Перевірено 22.11.20)

89. ДСТУ ISO 9241-1:2003 «Ергономічні вимоги до роботи з відеотерміналами в офісі. Частина 1. Загальні положення», [Електронний ресурс]: Режим доступу: http://www.irbis-nbuv.gov.ua/cgi-bin/irbis_nbuv/cgiirbis_64.exe?Z21ID=&I21DBN=EC&P21DBN=EC&S21STN=1&S21REF=10&S21FMT=JwU_B&C21COM=S&S21CNR=20&S21P01=0&S21P02=0&S21P03=U=&S21COLORTERMS=0&S21STR=%D0%97973-044.61%20%D1%8F861, (Перевірено 22.11.20)

90. Наказ Міністерства доходів і зборів України № 443, «Про затвердження Примірної інструкції з охорони праці під час експлуатації електронно-обчислювальних машин», 05.09.2013, [Електронний ресурс]: Режим доступу: <https://zakon.rada.gov.ua/rada/show/v0443810-13#Text>, (Перевірено 22.11.20)

91. ДСН 3.3.6.042-99 "санітарні норми мікроклімату виробничих приміщень", [Електронний ресурс]: Режим доступу: <https://zakon.rada.gov.ua/rada/show/va042282-99#Text>, (Перевірено 22.11.20)

92. ДБН В.2.2-9:2018 «Громадські будинки та споруди», [Електронний ресурс]: Режим доступу: <https://www.minregion.gov.ua/wp-content/uploads/2019/03/V229-2018.pdf>, (Перевірено 22.11.20)

93. ДБН В.2.5-28-2018 "Природне і штучне освітлення", [Електронний ресурс]: Режим доступу: https://www.minregion.gov.ua/wp-content/uploads/2018/09/DBN_Osvitlennya-ostatochna.pdf, (Перевірено 22.11.20)

94. Методичні вказівки "Розрахунок загального рівномірного штучного освітлення офісних та адміністративно-побутових приміщень методом світлового потоку", [Електронний ресурс]: Режим доступу:

https://zp.edu.ua/sites/default/files/konf/zavdannya_na_kr_oop_praktyka.pdf,

(Перевірено 22.11.20)

95. ДБН В.1.1-7:2016 «Пожежна безпека об'єктів будівництва. Загальні вимоги», [Електронний ресурс]: Режим доступу: <http://kbu.org.ua/assets/app/documents/dbn2/32.1.%20%D0%94%D0%91%D0%9D%20%D0%92.1.1-7~2016.%20%D0%9F%D0%BE%D0%B6%D0%B5%D0%B6%D0%BD%D0%B0%20%D0%B1%D0%B5%D0%B7%D0%BF%D0%B5%D0%BA%D0%B0%20%D0%BE%D0%B1%E2%80%99%D1%94%D0%BA%D1%82%D1%96%D0%B2%20%D0%B1%D1%83%D0%B4%D1%96%D0%B2%D0%BD%D0%B8.pdf>,

(Перевірено 22.11.20)

96. МЕТОДИЧНІ ВКАЗІВКИ до лабораторного заняття «Розрахунок загального рівномірного штучного освітлення виробничих приміщень», 2020, [Електронний ресурс]: Режим доступу: https://zp.edu.ua/sites/default/files/konf/metod_vkaz_osvitlennya_opg-2020_shmy_kor.pdf, (Перевірено 22.11.20)

97. ДБН В.2.5-56:2014 «Системи протипожежного захисту», [Електронний ресурс]: Режим доступу: <http://kbu.org.ua/assets/app/documents/dbn2/98.1.%20%D0%94%D0%91%D0%9D%20%D0%92.2.5-56~2014.%20%D0%A1%D0%B8%D1%81%D1%82%D0%B5%D0%BC%D0%B8%20%D0%BF%D1%80%D0%BE%D1%82%D0%B8%D0%BF%D0%BE%D0%B6%D0%B5%D0%B6%D0%BD%D0%BE%D0%B3%D0%BE%20%D0%B7%D0%B0%D1%85%D0%B8%D1%81%D1%82%D1%83.pdf>, (Перевірено 22.11.20)

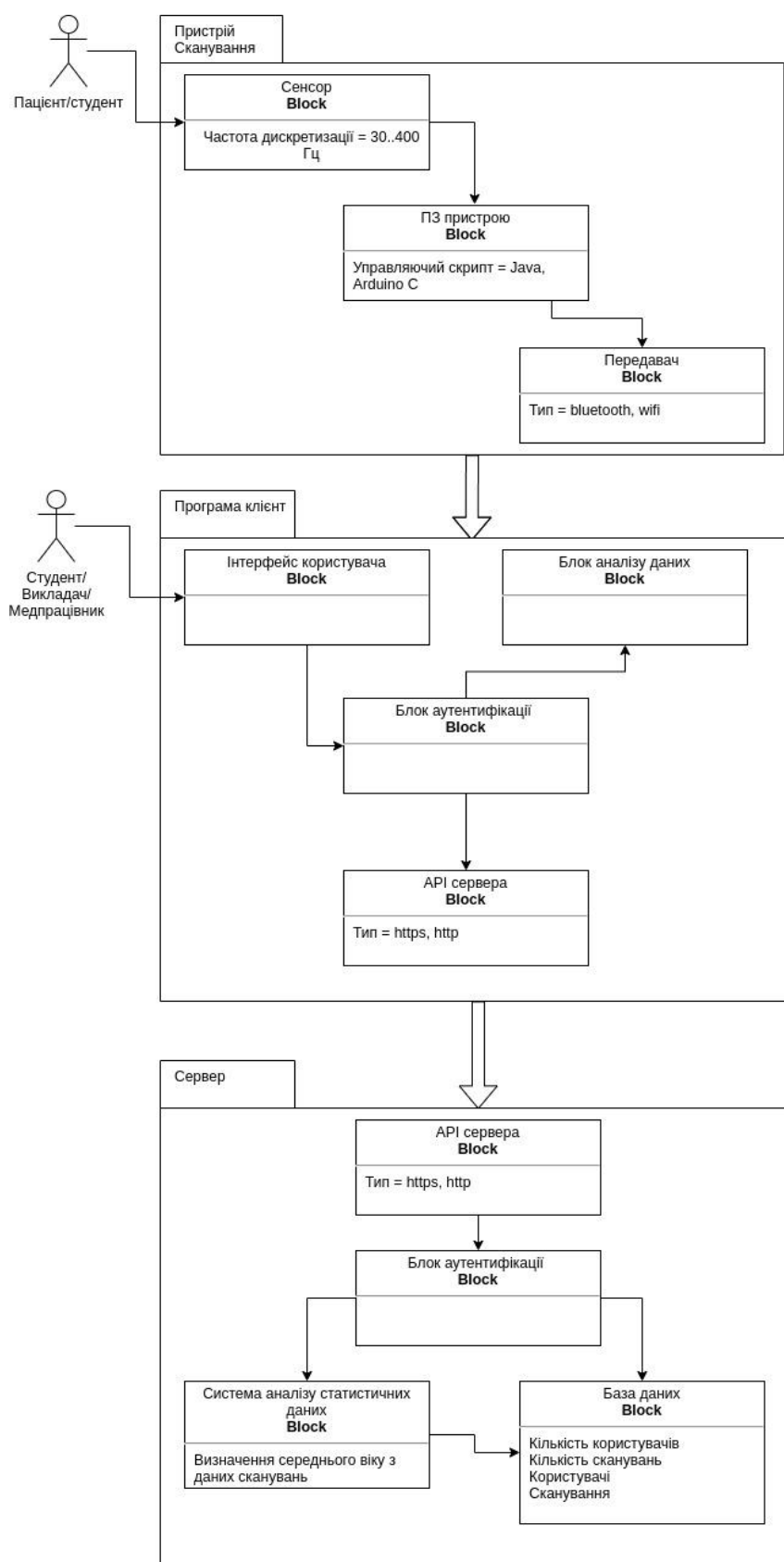
98. Наказ МВС України №25, 15.01.2018, [Електронний ресурс]: Режим доступу: <https://zakon.rada.gov.ua/laws/show/z0225-18#Text>, (Перевірено 22.11.20)

99. “Кодекс цивільного захисту України”, 01.07.2013, [Електронний ресурс]: Режим доступу: <https://zakon.rada.gov.ua/laws/show/5403-17#Text>, (Перевірено 22.11.20)

100. Наказ МНС №686 “Про затвердження Методичних рекомендацій щодо організації заходів біологічного захисту особового складу підрозділів Оперативно-рятувальної служби цивільного захисту при ліквідації надзвичайних ситуацій та їх наслідків в осередках біологічного зараження”, 12.10.2009, [Електронний ресурс]: Режим доступу: <https://zakon.rada.gov.ua/rada/show/v0686666-09#Text>, (Перевірено 22.11.20)

Додаток А

Діаграма зв'язків системних компонентів проекту



Додаток Б

Текст функції збереження запису в базі даних

```
function savePPGScan(ppgScan, user, preparedUserAge) {
  return new Promise((resolve, reject) => {
    PPGScan.findOne({ fileName: ppgScan.fileName }).exec().then(scan => {
      if (!scan) {
        const newScan = new PPGScan({
          fileName: ppgScan.fileName,
          userId: user._id,
          userName: encrypt(user.name),
          userUniqueIdentifier: encrypt(user.uniqueIdentifier),
          userBiologicalSex: ppgScan.biologicalSex || 'undefined',
          userAge: preparedUserAge,
          rawPPG: ppgScan.rawPPG,
          modifiedADT: ppgScan.modifiedADT,
          bandpassFilteredADT: ppgScan.bandpassFilteredADT,
          weightedPeaksAverageBPM: ppgScan.weightedPeaksAverageBPM,
          watchBPM: ppgScan.watchBPM,
          lowLight: ppgScan.lowLight,
          fingerMovement: ppgScan.fingerMovement
        });
        newScan.save(err => {
          if (!err) {
            resolve({
              success: true,
              message: "PPG scan saved!"
            });
          } else {
            reject(err);
          }
        });
      } else {
        resolve({
          success: true
        });
      }
    }).catch(err => {
      reject(err);
    });
  });
}
```

Додаток В

Текст функції визначення частоти серцевих скорочень за методом зважених піків

```
private long calculateWeightedPeaksBPM(int[] dataArr, int averageAmplitude, int frameRate) {
    // Based on: https://pdfs.semanticscholar.org/1d60/4572ec6ed77bd07fbb4e9fc32ab5271adedb.pdf

    float windowSizeMin = (10 * frameRate) / 26; // Corresponds to 160BPM during 10 seconds scan
    float windowSizeMax = (10 * frameRate) / 8; // Corresponds to 60BPM during 10 seconds scan

    Log.d("calculateWeightedPeaksBPM: windowSizeMin:", "" + windowSizeMin);
    Log.d("calculateWeightedPeaksBPM: windowSizeMax:", "" + windowSizeMax);

    double standardDeviation = calculateStandardDeviation(dataArr, averageAmplitude);

    Log.d("calculateWeightedPeaksBPM: averageAmplitude:", "" + averageAmplitude);
    Log.d("calculateWeightedPeaksBPM: standardDeviation:", "" + standardDeviation);

    double weight = standardDeviation / averageAmplitude;
    int peakWindowSize = 5;

    ArrayList<Integer> peaksIndexesArray = new ArrayList<>();

    for (int i = peakWindowSize; i < dataArr.length - peakWindowSize; i++) {
        double peakCandidate = calculateWeightedPeaksPeak(peakWindowSize, dataArr, i);
        if (peaksIndexesArray.size() > 0) {
            if (peakCandidate > weight * standardDeviation) {
                if (isCorrectPeak(i, peaksIndexesArray.get(peaksIndexesArray.size() - 1) +
                    windowSizeMin, peaksIndexesArray.get(peaksIndexesArray.size() - 1) + windowSizeMax)) {
                    peaksIndexesArray.add(i);
                }
            }
        } else {
            peaksIndexesArray.add(i);
        }
    }

    ArrayList<Integer> filteredPeaks = new ArrayList<>();

    for (int peakIndex = 0; peakIndex < peaksIndexesArray.size(); peakIndex++) {
        if (peakIndex + 1 <= peaksIndexesArray.size() - 1) {
            if (
                Math.abs(
                    peaksIndexesArray.get(peakIndex) - peaksIndexesArray.get(peakIndex + 1)
                ) > windowSizeMin && Math.abs(
                    peaksIndexesArray.get(peakIndex) - peaksIndexesArray.get(peakIndex + 1)
                ) < windowSizeMax
            ) {
                filteredPeaks.add(peaksIndexesArray.get(peakIndex));
            }
        }
    }

    int simpleBPM = Math.abs(filteredPeaks.size() * 6); // For scan period of 10 seconds

    double peaksTotalPeriod = 0;
    int peakPeriodsNumber = 0;

    for (int peakCount = 0; peakCount < peaksIndexesArray.size(); peakCount++) {
        if (peakCount + 1 <= peaksIndexesArray.size() - 1) {
            peaksTotalPeriod += Math.abs(
                peaksIndexesArray.get(peakCount) - peaksIndexesArray.get(peakCount + 1)
            );
            peakPeriodsNumber++;
        }
    }

    long peaksAveragePeriodBPM = Math.round((frameRate / (peaksTotalPeriod / peakPeriodsNumber)) *
60); // BPM independent from scan period

    return peaksAveragePeriodBPM;
}
```